

11 JP10-308114

F28

Light source

Publication Number	Filing Date	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-308114	May 6, 1997	Applic.	Light Source Equipment	Kaneko* Ueno* Takehana* Yoshihara† Hirao* Michiguchi	Machine, Tomomi

11.1 DESCRIPTION

JP10-308114 deals with describes a light source for fluorescence imaging. It mainly describes devices for monitoring the leakage of light through a bandpass filter, however, it also suggests a method for treating helicobacter pylori bacteria with UV light. During the initial design and testing of using arc lamps for fluorescence excitation, there was a worry (borne out by subsequent experience) that bandpass filters might crack or degrade with time due to their exposure to the intense light produced by these lamps. Such damage to a bandpass filter could make it impossible to detect a fluorescence image, although since a reflected image would still be detected, it may be hard for a user to tell the difference.

Although this application deals mainly with the light source, it does also describe a fluorescence imaging system.

There are two embodiments, as well as two additional modifications to the first embodiment. There is one claim and 22 additional remarks, some of, which read like claims.

The first embodiment is described starting in section [0010] (Figures 1-2). A "high pressure metal vapor discharge lamp" is utilized to generate excitation light for generating fluorescence. Examples given in section [0011] of a high pressure, metal vapor discharge lamp (also called high intensity discharge lamp) are a high pressure mercury lamp, a metal halide lamp, or a high pressure sodium lamp. A first filter blocks infrared light from the lamp and a second bandpass filter transmits only light of a short wavelength (400-450 nm) for fluorescence excitation. Lenses focus the light onto the illumination bundle of an endoscope. A sensor is utilized to monitor the characteristics of the light after the bandpass filter. For example, an optical fiber arranged on the optical path after the bandpass filter picks up light, which is transmitted to a second bandpass filter, which transmits light in the 550 – 500nm band. A photodiode detects the light after the second filter and produces an output voltage signal proportional to the light intensity. This voltage is compared to a reference. When the output of the photodiode becomes greater than the reference, an LED on the front panel is turned on to notify the user that there is a problem with the bandpass filter.

The first modification to first embodiment is described in section [0031] (Figures 3-5). This modification describes a fluorescence imaging system with the usual light source, endoscope, and camera. In addition, the camera incorporates a partially silvered mirror and optical fiber toe extract a portion of the fluorescence light prior to the image sensor. A spectrometer analyzes the light from this

THIS PAGE BLANK 11/18/87

fiber and a computer interprets the spectra. The bandpass filter in the light source is replaced by a filter wheel, which can insert either of three filters into the light source optical path. One filter transmits white light (400-700 nm), the second filter transmits blue light (400-450 nm) and the third filter transmits UV and blue light (300-450 nm). The light source can thus supply white light for conventional endoscopy, blue light for fluorescence imaging, and UV light for killing bacteria. An encoder is utilized to detect, which filter is in place. A sensor, like that described in the first embodiment, is utilized to detect light leaking through the bandpass filter and sends a signal to the computer, which can notify the user of filter leakage by turning on a front panel LED or via a message on the video monitor. When the computer interpreting the spectra judges from the fluorescence characteristics that helicobacter pylori bacteria are present, the computer changes to the third bandpass filter (300-450 nm), which allows UV light to be transmitted for killing the bacteria. After sufficient exposure to UV light, the computer changes back to the second bandpass filter. When the first bandpass filter is utilized, the light leaking detector is turned off. During fluorescence imaging the light leaking detector is turned on.

The second modification to first embodiment is described in section [0069] (Figures 6-8). It is somewhat like the first modification except that the light source has only two bandpass filters (400-450 nm and 300-450 nm) and has a mercury lamp. This light source can be connected to a separate optical fiber, which carries light through the endoscope biopsy channel to the tissue. It can also be connected to the endoscope illumination bundle for fluorescence imaging. A second light source provides white light illumination and is connected to the endoscope illumination bundle. Since normal endoscope illumination bundles do not transmit UV light, this implementation is more suited to using the system to detect and kill *Helicobacter pylori* bacteria – this version of the system is mainly aimed at killing bacteria rather than at fluorescence imaging. The system is utilized in a manner similar to the first modification.

In a modification to the second modification [0087] (Figure 9), the first light source of the second modification is replaced by a combination of a laser for exciting fluorescence with blue light and a mercury lamp for producing UV light to kill the bacteria,

The second embodiment is described in section [0096] (Figures 10-11). Two optical fibers are use to sample the light from the lamp, one in front of the bandpass filter and one after the bandpass filter. The light collected in the optical fibers is detected and amplified. The two signals are compared in a difference amplifier and then digitized. As well, the signal from the optical fiber in front of the bandpass filter is digitized. The digitizers are utilized to drive arrays front panel indicator LEDs (arranged like bar graphs). The LEDs may be of different colors. One indicator array (connected to the sensor on the fiber in front of the filter) shows the intensity of the light from the lamp and can be utilized to determine when the intensity of the lamp has decreased to the point that the lamp should be replaced. The other indicator connected to the difference amplifier indicates when light leaks through the filter (due to degradation of the filter). A mechanism can be provided to change the position of the optical fiber downstream from the filter so that light from different parts of the beam can be sampled in order to detect leakage of the bandpass filter.

A metal halide lamp is mentioned in [0011], [0020].

THIS PAGE BLANK (USPTO)

UNEXAMINED JAPANESE PATENT H10-308114

[Name of Invention]

Light Source Apparatus

[Abstract]

[Problem to be Solved]

To provide a light source apparatus capable of detecting the leakage of light other than the light having a wavelength band limited by a band-pass filter thereby ensuring that the supply of the band limited illumination lights suitable for diagnostic use.

[Solution]

A part of the broad-band light from a HID lamp 2 is detected by an optical fiber 12 that is located in the optical path of the light passing through a first band-pass filter 5, which restricts the band of light to be used to excitation light, and is led to a photo-detector 15 through a second band-pass filter 14, which has a transmission band different from the restricted wavelength band of the first band-pass filter 5. Signal detected from this photo-detector 15 are compared with a reference voltage V_r by the comparator 16. If the first band-pass filter 5 deteriorates etc. and leaks light [other than the light having a wavelength band limited by the filter], the level of the detection signal of the photo-detector 15 will exceed the reference voltage V_r , and LED 18 will emit light and notify the operator.

[Claims]

[Claim 1]

A light source apparatus which is characterized by having:
a light source means for generating a broad-band illumination light;
a band limiting filter means for restricting a wavelength band of the illumination light output from the aforementioned light source means;

a transmitted-light detecting means for detecting the illumination light transmitted by the aforementioned band limiting filter; and
a transmission characteristic detecting means for detecting a variation in the condition of the light transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output of the aforementioned light transmission detecting means.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Technical Field of the Invention]

This invention relates to a light source apparatus which generates illumination light to be in use for the optical observation of fluorescence etc.

[0002]

[Prior Art]

In recent years, endoscopes are widely used in the medical and industrial fields. Endoscopes make it possible to optically observe an area to be examined, etc. by illuminating the area with the light emitted by a light source.

[0003]

In the case of observing fluorescence observation with an endoscope, however, a light source apparatus for fluorescence observation is used. An example of a conventional system is described in Unexamined Japanese Patent H3-97439 gazette.

[0004]

Since the intensity of fluorescence is very weak, especially during the fluorescence observation, band limiting filters (band-pass filter) are usually provided in the light source apparatus to prevent light other than fluorescence [excitation] light to be incident on the fluorescence observation means.

[0005]

[Problem to be Solved by the Invention]

Conventionally, when observing fluorescence of the body cavity through an endoscope, the light with a shorter wavelength, for example, ultraviolet or blue light, of the light generated from the white light lamp is used to irradiate [the body cavity] in order to observe a fluorescence image.

[0006]

In order to extract the light of a shorter wavelength from a white light lamp, a band pass filter is used for this type of apparatus. In such an apparatus, there exists the [potential] problem that fluorescence observation may be interfered because light other than short wavelength light leaks through when the band-pass filter cracks due to heat from the white light lamp or degrades with time.

[0007]

However, in Unexamined Japanese Patent H3-97439 gazette, no consideration was given for this issue.

[0008] (Purpose of this Invention)

This invention is formed in consideration of the above-mentioned issues. The object of this invention is to provide a light source apparatus that is capable of detecting leakage of light other than the wavelength band limited by a band-pass filter and ensures that the supply of band limited illumination light is suitable for diagnostic use.

[0009]

[Means to Solve Problems]

By providing:

a light source means for generating a broad-band illumination light;

a band limiting filter means for restricting a wavelength band of the illumination light output from the aforementioned light source means;

a transmitted-light detecting means for detecting the illumination light transmitted by the aforementioned band limiting filter; and

a transmission characteristic detecting means for detecting the variation condition of the light transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output of the aforementioned light transmission detecting means,

a variation in the condition of transmission characteristic of the restricted illumination light through the aforementioned band limiting filter means can be detected. By replacing such as a band limiting filter means when the leakage is detected, the supply of restricted illumination light suitable for diagnosis can be ensured.

[0010]

[Embodiment of the Invention]

The embodiment of this invention will be explained with reference to drawings.

(The first embodiment)

Fig. 1 and Fig. 2 are related to the first embodiment of this invention. Fig. 1 illustrates a structure of the light source of the first embodiment of this invention. Fig. 2 illustrates the transmission characteristics of filters. This embodiment is that of a light source apparatus with a function to detect and notify an operator of the leakage of light other than the light with a predetermined band.

[0011]

As shown in Fig. 1, in the first embodiment of this invention, a high-pressure metal vapor discharge lamp 2 is used as the light source apparatus 1 which generates excitation light for fluorescence observation. This high-pressure metal vapor discharge lamp 2 (hereafter, abbreviated as a HID lamp) may also be called a high intensity discharge lamp and is a general term for a high-pressure mercury lamp, a metal halide lamp, and a high-pressure sodium lamp.

[0012]

This HID lamp 2 is lit when the light power supply is supplied with power from the power supply circuit 2. A heat blocking filter 4 is arranged in the optical path of the HID lamp 2 in order to remove the infrared component of the light from the HID lamp 2.

[0013]

The first band-pass filter 5 is located in front of this heat blocking filter 4 and is a filter which only transmits a restricted band of shorter wavelength light for fluorescence excitation. The light passing through this band-pass filter 5 is gathered by the condenser lens 6 and is projected onto the end surface of light guide connector 8 of the endoscope 7 (reference to Fig. 3).

[0014]

As shown in Fig. 3, the light incident to the end surface of light guide connector 8 is transmitted through the light guide 9 and irradiates the area to be examined, such as a diseased area, from that distal tip and exciting the administered drug and generating fluorescence. Thus, the [condition of] examined area can be diagnosed by observing the fluorescence image.

[0015]

A transmitted light monitoring means 11 for detecting or monitoring the optical characteristic of the light supplied to the light guide 9 of the endoscope 7 through the first band-pass filter 5 is provided in the light source apparatus 1 of this embodiment. This transmitted light monitoring means 11 samples the transmitted light in order to detect the leakage of light by the first band-pass filter 5.

[0016]

For example, one end of the optical fiber 12 is arranged in the optical path between the first band-pass filter 5 and the condenser lens 6. The light incident

on this end [of the fiber] is transmitted to the other end where the leakage is detected by the photo-detector 13.

[0017]

This transmitted light detecting part 13 uses a photo-detector 15 such as a photodiode to detect light emitted from the other end of the optical fiber 12 and passing through the second band-pass filter 14.

[0018]

The output signal, which is photoelectrically converted by this photo-detector 15, is applied to a non-inverting input terminal of a comparator, for example, and compared with the reference voltage V_r which is applied to the inverting input terminal. This reference voltage V_r is set by dividing the fixed voltage V_{cc} with a variable resistor 17.

[0019]

When the output signal of photo-detector 15 exceeds the reference voltage V_r , the output of comparator 16 is inverted and a light emitting diode (abbreviated as LED) 18, connected to the output end as a notification means, begins emitting light to visually notify the operator.

[0020]

Fig. 2 is a diagram showing the intensity distribution of wavelengths of the HID lamp 2 and the transmission characteristics of the first and second band-pass filter 5 and 14 against wavelengths. As shown in Fig. 2, the HID lamp 2 being used as a light source lamp has a wide wavelength band and also has a spectral distribution with almost uniform intensities. (This is the case of a Xe lamp, but a Hg lamp and metal halide lamp has many spectral lines with high intensities). On the other hand, the first band-pass filter 5 has the transmission characteristic of a short wavelength; specifically transmitting light around 400 to 450nm wavelength.

[0021]

On the other hand, the transmission band of the second band pass filter 14 is different from that of the first band pass filter 5 and transmits longer wavelength. The second band pass filter 14 has the characteristic of specifically transmitting the wavelength around 550 to 600nm. In addition, the transmission wavelength range of the second band pass filter 14 is not restricted to this wavelength band so that it can be changed as long as it does not overlap with the wavelength band of the first band filter 4.

[0022]

Next, operations of this embodiment will be explained. The infrared light contained in the wide band light of white light emitted from the HID lamp 2 is blocked by the heat blocking filter 4.

[0023]

The band of the light transmitted is furthermore restricted by the first band pass filter 5 so that only predetermined wavelength band is transmitted. In this case, the predetermined light is the light in ultraviolet to blue region (for example, light from 400nm to 450nm). This light is projected onto the light guide 9 of the endoscope 7 by the condenser lens 6, and then irradiated into a body cavity (not illustrated) as excitation light. The fluorescence generated by the excitation light is observed.

[0024]

A portion of the light passing through the aforementioned first band pass filter 5 is transmitted by the optical fiber 12 and light other than aforementioned predetermined wavelength band is transmitted by the second band pass filter 14. This light is detected by photo-detector 15. If the first band pass filter 5 is transmitting only the light with predetermined wavelength band, the light through the second band pass filter 14 should be extremely weak.

[0025]

Thus, when this light intensity is electrically converted by the photo-detector 15, the voltage value is small, and when this voltage value is compared with a reference voltage value V_r by the comparator 16, the value is smaller than the reference voltage value V_r .

[0026]

On the other hand, when the performance of the first band pass filter 5 is diminished because of cracking due to heat or degraded with time, there will be a leakage of light. That is, light other than the predetermined wavelength band light will leak through to the transmitted light side of the first band-pass filters 5.

[0027]

In such a case, the [quantity of] light which is transmitted through the second band pass filter 14 increases. Therefore, the voltage value converted by the photo-detector 15 becomes large. When compared with a predetermined reference voltage V_r by the comparator 16, this value is larger than the reference voltage value V_r .

[0028]

Thus, when a characteristic change occurs, such as the deterioration of the optical transmission characteristics of the first band pass filter 5 due to cracking or degradation with time, the leakage of light increases. The value [of the resulting voltage] is then compared with the reference voltage value V_r by the comparator 16. If the value is larger than the reference, the light leakage is detected and the LED 18, operates as a notification means, emits light to notify the operator.

[0029]

In the case in which the LED 18 emits light, the condition in which the predetermined wavelength band light is transmitted and the LED 18 does not

emit light can be reestablished by replacing the first band pass filter 5 with new one.

[0030]

This embodiment has the following effects. By detecting the degradation of transmission characteristic of the first band pass filter 5, the operator can be immediately notified that fluorescence images are deteriorated by the leakage of light. The condition that the band restricted illumination light suitable for diagnosis (in this case, excitation light) is always supplied can also be endured. Therefore, an environment for accurate fluorescence observation is always provided.

[0031]

Next, a first modification of the first embodiment in reference to Fig 3 to Fig. 5 will be explained. Fig. 3 illustrates the constitution of a fluorescence observation endoscope apparatus with the first modification of the first embodiment. Fig. 4 illustrates a constitution of rotatable filter (assembly). Fig. 5 illustrates a transmission characteristic of each filter mounted on the rotatable filter (assembly).

[0032]

As a fluorescence diagnosis apparatus using an endoscope 7, the fluorescence observation endoscope apparatus 21 shown in Fig. 3 has:

an endoscope 7 for observing in a body cavity;

an external video camera 22 mounted on the endoscope 7 for recording fluorescence images and normal endoscope images;

as the first modification, a light source 23 for supplying light to the endoscope 7; camera control units (abbreviated as CCU) 24 and 25 for processing image signals recorded by the video camera 22;

an image processor 26 for performing image processing of the output signals of CCU 24 and CCU 25;

a TV monitor 27 for displaying the video-signal output from the image processing unit 26;
an optical fiber 28 to extract a part of fluorescence image of the video camera 22;
a spectrometer 29 for measuring wavelength characteristics of fluorescence from the optical fiber 28; and
a computer 30 for analyzing the wavelength characteristics from the spectrometer 29 and performing (analytical) processes such as deciding whether bacteria are present or not.

[0033]

The endoscope 7 has an elongated insertion part 31 and is provided with an operating part 32 at the rear end of insertion part 31. An ocular part 33 is provided at the rear end of this operation part 32 to which the video camera 22 is detachably attached.

[0034]

A light guide 9 passing through the insertion part 31, further passing through the light guide cable 34, that extends from a handle portion 32, and the light guide connector 8, located at the end of the light guide cable 34. The light guide connector 8 is detachably mounted to a light source 23. In addition, for inserting the treatment instruments, a channel 39 is provided on this endoscope 7.

[0035]

Similar to the first embodiment, a HID lamp 2, etc. is provided in the light source 23. In this modification, a rotatable filter (assembly) 35 equipped with several filters 34A, 34B, 34C is provided instead of the first band-pass filter 5a shown in the light source 1 of Fig. 1. This rotatable filter (assembly) 35 is rotated by a motor 36 to switch a filter 34J (J=A, B, or C) into the optical path.

[0036]

Three fan-shaped filters 34A, 34B, and 34C are installed on this rotatable filter (assembly) 35 as shown in Fig. 4. The transmission characteristic of each filter 34J is illustrated in Fig. 5. Fig. 5 shows the transmission characteristic of the filter 34A that transmits visible spectrum light (white light) (specifically around 400 to 700nm) and that is used to observe a normal endoscope image.

[0037]

The filter 34B has a transmission characteristic similar to the first band-pass filter 5 that transmits a predetermined wavelength band light to excite fluorescence. This is excitation light from ultraviolet to blue range (specifically near 400-450nm) and is used for fluorescence observation.

[0038]

The filter 34C has a transmission characteristic to transmit the ultraviolet light having a shorter wavelength than that of the filter 34B (specifically near 300-450nm), and it is used for eliminating bacteria, such as *Helicobacter pylori* (sterilization), with ultra-violet light.

[0039]

Thus, the light source apparatus 23 provides the endoscope 7 with the function of supplying the excitation light for fluorescence observation, the illumination light for normal observation, and the ultraviolet light for eliminating bacteria.

[0040]

A rotary encoder is attached to the rotating shaft of motor 36 in the light source 23. By detecting the position of rotation of the (shaft of the) motor 36, it can detect that the filter 34J that is set into the optical path. The output signal of the rotary encoder 37 is input into a computer 30.

[0041]

Moreover, the output from the leaked light detecting part 13 is input into the computer 30, and when the leaked light is detected, the light leakage being detected is displayed on a TV monitor 27 via an image processor 26.

[0042]

Furthermore, an analog switch is provided between the output terminal of the leaked light detecting part 13 and the LED 18. When the designated filter 34B is positioned in the optical path, the switch is turned on. In this case, if a leak is detected, it will be indicated by the LED 18. In addition, when the filter 34C is positioned [in the optical path], the switch may be turned on.

[0043]

The computer 30 will control the opening/closing of this analog switch 38 according to the output signal of the rotary encoder 37.

[0044]

The light from the light source apparatus 23 is transmitted by the light guide 9 of the endoscope 7 to an illumination lens 41 at the distal end of the light guide 9. Then the light is irradiated onto an area in a body cavity to be examined, such as the stomach wall 40.

[0045]

An image of the reflected light or fluorescence light from the area being examined is formed by the objective lens 42 which is located on the distal end part (of the endoscope). The distal surface of an image guide 43 is arranged at this image formation position and this image is transmitted to the rear (proximal) end surface of the image guide 43. An ocular lens 44 is positioned behind the rear end surface [of the image guide 43] enabling observation of the magnified image with the naked eye in cases of normal observation.

[0046]

When a video camera 22 is mounted on the ocular part 33, images are recorded by CCD 47, etc via a rotatable mirror 46. This mirror 46 is arranged at the position designated by the solid line in Fig. 3 during normal observation by a switching means (not illustrated). Under this condition, the light incident on the video camera 22 is reflected by the mirror 46 and is further reflected by a reflection mirror 48. Then the image is formed on the CCD 47 by a lens 49.

[0047]

The image signal photoelectrically converted by this CCD 47 is signal-processed by CCU 24, and a video signal is generated, and then a normal endoscope image is displayed on the TV monitor 27 through the image processor 26.

[0048]

When the movable mirror 46 is moved to a position out of the optical path, shown as the dotted line, a part of light incident on the video camera 22 is reflected by a half mirror 51 located in the optical path. Then, a lens 52 gathers the light, and projects it onto the light input surface of optical fiber 28.

[0049]

The light incident on the end of optical fiber 28 is transmitted to a spectrometer 29 with which the fluorescence wavelength characteristic is measured. Then, measured data is input into the computer 30.

[0050]

By comparing the input spectral data with a reference fluorescence spectrum, the computer 30 determines whether or not bacteria, such as *Helicobacter pylori*, are present in an organism's tissue. In other words, in the case where bacteria, such as *Helicobacter pylori*, exist in organism's tissues, the wavelength characteristic of fluorescence changes. The existence of bacteria can therefore be determined.

[0051]

Moreover, the light passing through the half mirror 51 is incident on the dichroic mirror 53 which has the characteristic of reflecting the red wavelength fluorescence and transmitting green fluorescence. The light passing through this dichroic mirror 53 is received by the first ICCD (an image intensifier with CCD), and the light reflected by the dichroic mirror 53 is further reflected by a mirror 55, and then received by the second ICCD 56.

[0052]

The image signals photoelectrically converted by the first and second ICCDs, 54 and 56, are input into a CCU 25 and processed. Then, a fluorescence image is displayed on the TV monitor 27 through the image processor 26.

[0053]

When the computer 30 determines that bacteria exist in accordance with the analysis of spectroscopic data from the spectrometer 29, a motor 36 is rotated to set the filter 34C on the optical path and the ultraviolet light for sterilization is introduced through the light guide 9 of the endoscope 7. By irradiating the bacteria with ultraviolet light, the bacteria in the body cavity are eliminated.

[0054]

Next, the operation of this fluorescence observation endoscope apparatus 21 will be explained. When observing a normal endoscope image, the normal observation is indicated by a selection switch (not illustrated) so that the computer 30 sets the filter 34A on the optical path by rotating the motor 36 in accordance with the rotating position signal from the rotary encoder 37.

[0055]

In this case, the computer 30 sets the analog switch 38 in the off condition. In this condition, the computer 30 does not receive the output from the light leaking detector 13.

[0056]

(Also, in this case) The light from the HID lamp 2 passes through filter 34A in the rotatable filter (assembly) 35 which is positioned in the optical path and becomes white light. This white light irradiates an area in a body cavity to be examined such as the stomach wall 40.

[0057]

The reflected light is transmitted by the image guide 43 and formed into an image on CCD 47 of the external video camera 22. In this case, the movable mirror 46 in the external video camera 22 is arranged at the position shown as the solid line in Fig. 3 and the light incident on the external video camera 22 is received by the CCD 47.

[0058]

The image signal of this CCD 47 is input into a CCU 24, which generates a normal endoscope image. Then the TV monitor 27 displays the endoscope image via the image processor 26.

[0059]

On the other hand, during fluorescence observation, by selecting fluorescence observation by a switch (not illustrated), the computer 30 rotates (the shaft of) the motor 36 and sets the filter 34B into the optical path in accordance with the rotation position signal of the rotary encoder 37.

[0060]

Moreover, in this case, the computer 30 closes the analog switch 38. Furthermore, when the output of the light leaking detector 13 becomes "H (high)", the computer 30 is in the condition to receive this as an interrupt signal.

[0061]

When the filter 34B is arranged in the optical path, the light from the HID lamp 2 becomes excitation light after being transmitted through the filter 34B. This excitation light is used to irradiate an area in a body cavity to be examined via the light guide 9 of the endoscope 7.

[0062]

The fluorescence, generated from tissues of examined area, is formed into an image by the image guide 43 and the external video camera 22. In this case, in the external video camera 22, the movable mirror 46 is moved into the position shown by the dotted line. The fluorescence is detected by two ICCDs 54 and 56 for observing a red and green fluorescence, for example, and an image is generated by the CCU 25.

[0063]

Furthermore, after the image processor 26 performs the process of weighting, line compensation, finite difference, etc. on each image, the TV monitor 27 displays the image in which diseased and normal areas are distinguished in pseudo-color. During the fluorescence observation, the optical fiber 28 receives a part of fluorescence light, and the spectrometer 29 measures the fluorescence wavelength characteristic.

[0064]

The computer 30 analyzes this spectroscopic data in order to determine whether the bacteria exist or not. When the computer 30 determines that bacteria exist, the filter 34C in the rotatable filter (assembly) 35 is set in the optical path. In such a case, the bacteria will be eliminated by the ultraviolet light for killing bacteria projected into the light guide 9.

[0065]

When the time required for killing bacteria has elapsed, the computer 30 will rotate (the shaft of the) the motor 36 again to position the filter 34B in the optical

path and which is again the condition under which a fluorescence image may be observed.

[0066]

At the time of fluorescence observation, the system is in the condition to detect light leakage. When a condition occurs that result in leaking of light due to cracking of the filter 34B, the LED 18 emits light in a similar manner to the first embodiment and it alerts the operator. When the light leak is detected, the computer 30 receives an interrupt signal indicating the light leakage. Then, the computer 30 notifies the operator by displaying the fact that the filter is leaking on the screen of the TV monitor 27 via the image processor 26.

[0067]

Since the diagnosis is performed while observing the TV monitor, by displaying the leakage on the screen, the operator will know immediately when there is a light leak.

[0068]

According to the first modification, the following effect can be obtained. From the spectroscopic characteristic data obtained during the fluorescence observation, the apparatus can determine whether bacteria exist or not, and it can kill the bacteria when the bacteria's existence is determined. Moreover, a similar effect can be obtained as in the first embodiment, and the light leak can be detected and displayed on the TV monitor. Thus, the operator will be notified of the fact that the light leak occurred.

[0069]

Next, a second modification of the first embodiment will be explained with reference to Fig. 6 to Fig. 8. Fig. 6 illustrates an endoscope apparatus with a second modification to the first embodiment. Fig. 7 illustrates the component of

the rotatable filter (assembly). Fig. 8 illustrates the transmission characteristics of the filter attached to the rotatable filter (assembly).

[0070]

As shown in Fig. 6, the endoscope apparatus 61 comprises:

an endoscope 7;

a light source apparatus 62 for supplying illumination light to a light guide 7 of the endoscope 7 for normal observation;

a light source 64, as an example of the second modification, with the function to supply excitation light to an optical fiber 63 inserted through the channel 39 of the endoscope 7; and

a computer 30 to analyze the spectroscopic data of a spectrometer 29.

[0071]

The white light generated by a lamp 65 from the light source apparatus 62 is supplied to a light guide 9 of the endoscope 7 through a condenser lens 66 and irradiates an area to be examined in such as the stomach wall 40. In this condition, normal observation through the ocular 44 can occur with the naked eyes.

[0072]

On the other hand, the light source 64, which is an example of the second modification, can also be used as an excitation light source for fluorescence observation similar to (the lamp of) the first modification, and can also be used as an excitation light source to detect the presence of bacteria such as *Helicobacter pylori*. In addition, it has a further function to generate ultraviolet light to kill bacteria when the bacteria are detected.

[0073]

In this light source apparatus 64, a mercury lamp 2' is used as the HID lamp 2 of the light source 23 in Fig. 3, and a rotatable filter (assembly) 35' having two filters

34B and 34B, shown in Fig. 7, is provided instead of the rotatable filter (assembly) 35 having filters 34A, 34B, 34C.

[0074]

A dichroic mirror 68 is positioned in the optical path between the band-pass filter 12 and a condenser lens 6. This dichroic mirror 68 has the characteristic that it reflects the light of fluorescence wavelength band and transmit the other light of a shorter wavelength such as excitation light. By reflecting the fluorescence light guided by the optical fiber 63, the dichroic mirror 68 directs this light to the spectrometer 29 from which spectroscopic data can then be obtained.

[0075]

Fig. 8 illustrates characteristics of filters 34B and 34C attached on the rotatable filter (assembly) 35'. As shown in Fig. 8, the filter 34B transmits light having a wavelength of 400 – 450nm and the other filter 34C transmits light having a wavelength of 300 – 450nm. The other components are the same as that of the first modification and the same symbols are utilized for the same components and the explanation of these will be omitted.

[0076]

Next, the operation of the endoscope apparatus 61 provided with the second modification will be explained. In order to perform a normal endoscope observation, the observation under white light can be performed with the illumination light from the light source 62.

[0077]

When the existence of bacteria such as *Helicobacter pylori* is to be checked, an optical fiber 63 is inserted through the channel 39 of the endoscope 7, and the handle side of the optical fiber 63 is connected to the light source apparatus 64 as shown in Fig. 6. The spectrometer 29 is then in the condition to receive fluorescence.

[0078]

In addition, the system is set to operate such that the illumination light from the light source apparatus 62 is not supplied to the light guide 9, and the light from the light source apparatus 64 is supplied to the optical fiber 63. In this case, the computer 30 positions the filter 34B of the rotatable filter (assembly) 35' in the optical path. The computer 30 also sets the analog switch 38 into the closed position so that the LED 18 will emit light if the light leaking detector 13 detects a light leak.

[0079]

The light generated from the mercury lamp 2' is transmitted through the heat blocking filter 4 and further transmitted through the filter 34B of the rotatable filter (assembly) 35' and becomes the light of a specific wavelength band. This light passing through the dichroic mirror 68 and the condenser lens 6 is incident onto the end surface of the optical fiber 63 and irradiates an area into a body cavity to be examined such as the stomach wall 40 so as to generate fluorescence.

[0080]

More specifically, by transmitting the light incident on the rotatable filter (assembly) 35' through the filter 34B, a light of 400 – 450nm irradiates the body cavity and fluorescence is generated.

[0081]

A part of fluorescence is incident on the optical fiber 63 and, through the condenser lens 6 and the dichroic mirror 68, is subsequently incident on the spectrometer 29 in which spectroscopy is performed. The light spectrum is obtained by photoelectrically converting the light with a photo-detector (not illustrated) and inputting (the resulting signal) into the computer 30.

[0082]

The computer 30 analyzes any variations in the fluorescence wavelength characteristic and determines whether bacteria are present or not. If the bacteria are present, the aforementioned rotatable filter (assembly) 35' is rotated via the motor 36 and the filter 34B is positioned in the optical path instead of the filter 34C.

[0083]

By arranging the filter 34C in the optical path, the bacteria can be killed by irradiating the body cavity with ultraviolet light from 300 – 450nm. When according to the analyzed the standard time required for killing bacteria has elapsed, the computer 30 rotates the filter (assembly) 35' via the motor 36 and the filter 34B is positioned in the optical path instead of the filter 34C.

[0084]

According to the data input in to the computer 30 via the spectrometer 29, the presence of bacteria is checked for again. By performing the similar process until no bacteria are detected, the elimination of bacteria can be reliably performed. Other operations are the same as that of the first embodiment.

[0085]

The second modification has the following effects. Since the analysis for determining the presence of bacteria and the killing of bacteria can be performed consecutively by the blue light, effective bacteria sterilization can be performed.

[0086]

In addition, the light source apparatus 64 of the second modification can be used as the excitation light source for fluorescence observation when the light guide of the endoscope 7 is connected to this light source apparatus 64. In this case, it is necessary to use the video camera 22 attached to the ocular part 33 of the endoscope 7 for recording fluorescence images.

[0087]

In the second modification, by rotating the rotatable filter (assembly) 35' and switching between the filters 34B and 34C, the light for killing bacteria is provided. However, it is possible to structure the system such that the laser light from a laser light source is used as the excitation light as shown in Fig. 9 and the ultraviolet light (from a HID lamp) for to kill bacteria is used when the bacteria is detected.

[0088]

In a light source apparatus 71 in Fig. 9, after a part of the laser light is reflected by a half mirror 74, the remaining light from a laser 72 is projected onto one end of an optical fiber 73, inserted through the channel 39 of the endoscope 7. The area to be examined, such as the stomach wall 40, is irradiated then from the other end of the optical fiber 73. As a laser light source to generate blue laser light, a N₂ laser, a He Cd laser, etc. can be employed.

[0089]

The fluorescence emitted from the organism's tissue of stomach wall 40, which is excited by this laser light, is detected by this optical fiber 73, and a part of light transmitted by the optical fiber 73 is projected through a half mirror 74 and incident onto the spectrometer 29. Spectroscopic data measured by the spectrometer 29 is transmitted to a computer 30. The apparatus then determines the presence of bacteria such as *Helicobacter pylori* by the analysis of the data.

[0090]

When bacteria is determined to be present, the computer 30 controls a shutter 75 to open on the optical path of mercury lamp 2' so that the ultraviolet light is gathered by a condenser lens 6 and supplied to one end of the optical fiber 76.

[0091]

Similar to the optical fiber 73, the optical fiber 76 is inserted through the channel 39 of the endoscope 7 and the bacteria are killed by irradiating the organism's tissues, such as stomach wall 40, with ultraviolet light.

[0092]

Next, operations will be explained. The blue light is generated from the laser 72 and guided to the optical fiber 73 via the half mirror 74. This optical fiber 73 is inserted through the channel 39 of the endoscope 7 so as to irradiate the organism's tissue with blue light.

[0093]

At this time, when bacteria such as *Helicobacter pylori* exists in the organism's tissue, the characteristic of fluorescence wavelength will be different [from the normal characteristic]. Then this fluorescence is detected via the optical fiber 73. The presence of bacteria can be determined by using the computer 30 to compare the spectrum of the fluorescence that is detected using the spectrometer 29 with a standard fluorescence spectrum.

[0094]

If the computer 30 determines the presence of bacteria, in order to perform sterilization, it opens the shutter 75 arranged in the optical path of the mercury lamp 2', which functions as a sterilization lamp. The shutter 75 is located across from the optical fiber 76. The ultraviolet light from the sterilization lamp is used to irradiate the organism's tissue to kill bacteria.

[0095]

With this light source apparatus 71, bacteria such as *Helicobacter pylori* can be detected and the sterilization lamp is used only when the bacteria is present so that the bacteria can be eliminated with minimum impact on normal tissues.

[0096]

(Second embodiment)

The second embodiment of this invention will be explained with reference to Fig. 10 and Fig. 11. Fig. 10 illustrates the component of a light source apparatus of the second embodiment. Fig. 11 illustrates the component of an indicator.

[0097]

As shown in Fig. 10, in a light source apparatus 81 of the second embodiment of this invention, one end of a second optical fiber 82 is located in the optical path immediately after a HID lamp 2. The light incident on this end is transmitted to the other end, and the light emitted from the other end is detected by a second photo-detector 83. In other words, the illumination light from the HID lamp 2, being used as a light source, is projected onto the second photo-detector 83 by the second optical fiber 82. This second photo-detector 83 detects the light intensity (quantity of light) of the illumination light.

[0098]

Similar to the first embodiment, one end of an optical fiber 12 is arranged right after the band pass filter 5. The light incident onto the optical fiber 12 is transmitted to the other end, and the light emitted from the other end is detected by the first photo-detector 15.

[0099]

After the first and second amplifiers 84 and 85 amplify each output from the first and second photo-detectors 15 and 83 respectively, each output of the first and second amplifiers 84 and 85 are input into the differential amplifier 86. Amplifier 86 generates a difference signal from the signals of the aforementioned first and second amplifiers 84 and 85.

[0100]

Moreover, the output of the second amplifier 85 is input into the third amplifier 87 for further amplification. The output signals from the aforementioned differential

amplifier 86 and the third amplifier 86 are respectively input into the first and second A/D converters 88 and 89 by which analog signals are converted to digital signals. The digital signals are respectively input into the first and second indicators 91A and 91B which comprises a display part 90 and each signal input into the first and second indicators 91A and 91B is displayed in stepwise manner.

[0101]

Fig. 11 illustrates the structure of a first indicator 91A and in which five LEDs of two types, green and red, are arranged and the green and red areas are respectively divided.

[0102]

Each LED signal terminal is connected to a digital output terminal in the aforementioned A/D converters 88 and 89. The aforementioned LEDs sequentially emit light depending on a level of digital signal.

[0103]

For example, the bottom LED in Fig. 11 indicates the signal level which is the lowest order bit. The top LED indicates the signal level which is the highest order bit. Thus, as the level of digital signal input into the first indicator 91A increases, LEDs are sequentially illuminated from bottom to top. In addition, a second indicator 91B is similarly structured.

[0104]

In this case, the numbers and colors of LEDs are not limited to that which was explained by this embodiment. Next, the operation of this embodiment will be explained.

[0105]

The light from the HID lamp 2 is detected by the optical fiber 82 and converted into an electrical signal by the photo-detector 83. Furthermore, the light passing

through the band pass filter 5 is detected by the optical fiber 12 and converted into an electrical signal by photo-detector 16.

[0106]

The signals from these photo-detectors 15 and 83 are respectively amplified by the amplifier 84 and 85. By obtaining the differential output of the signal corresponding to each light intensity using the differential amplifier 86, the quantity of the light transmitted by band pass filter 5 can be detected.

[0107]

The output of this differential amplifier 86 is converted to a digital signal by the A/D converter 88 and the first indicator 91A is illuminated depending the aforementioned light quantity. That is, when only the light of a predetermined wavelength band is transmitted by the band pass filter 5, the signal difference between the amplifier 84 and the amplifier 85 becomes maximum. The difference of the signal is reduced as the band pass filter 5 deteriorates or cracks.

[0108]

By indicating the difference of the signal level using the first indicator 91A, heat effect or degradation of the band pass filter 5 with time can be detected. For example, when the band pass filter 5 is operating normally, all of five LEDs shown in Fig. 11 emit light. When a change such as a heat effect or a degradation with time occurs, these LED lights in Fig. 11 are sequentially turned off from the top.

[0109]

If the deterioration becomes worse to the point that exchange is required, the green LED light on the upper side goes off and the only red LED light on the lower side remain on. By noticing this condition, the operator can know the band pass filter 5 should be exchanged.

[0110]

On the other hand, the signal output from the photo-detector 83 is amplified by the amplifiers 85 and 87, and then converted into a digital signal by the A/D converter 89. The lights of the second indicator 91B come on in accordance with this output.

[0111]

The value of this digital signal should correspond to the quantity of light from the HID lamp 2. In other words, depending on the light intensity of the HID lamp 2, LED lights are sequentially turned on so that the output deterioration over the life span of the HID lamp 2 can be detected.

[0112]

Therefore, this embodiment has the following effects. In addition to the effect of the first embodiment, this embodiment will quickly alert [the operator] of the deterioration of fluorescence image due to deterioration of the HID lamp 2 output after long use.

[0113]

Furthermore, the time to exchange the band pass filter 5 and the aging of the HID lamp can be more precisely known since the indicators 91A and 91B indicate the output deterioration in a stepwise fashion.

[0114]

In addition, the following structure may be employed. A heat blocking filter 4 is placed between the HID lamp 2 and the second optical fiber 82 in Fig. 10 so that the second optical fiber 82 detects the light passing through the heat blocking filter 4, and the optical fiber 12 detects the light transmitted by the band pass filter 5.

[0115]

Moreover, for example, the upper end of the optical fiber 12 may be located near the center of the optical path in Fig. 1. However, the fiber end may be stretched to cover the diameter of the optical path and detect all of the light incident on the optical fiber 12. A means to move this optical fiber 12 in a perpendicular direction (to the paper surface) can also be provided.

[0116]

Thus a means for detecting transmitted light is formed although only a small part of the optical path is occupied. A means to scan the entire region of the optical path with the optical fiber 12 is provided. When the characteristics of the transmitted light changes due to the deterioration of any part of the region of the band pass filter 5 in the optical path, the optical fiber 12 detects the leaked light (or deteriorated light) and a sample is projected onto the photo-detector 15. A change in the characteristic of the band pass filter 5 can therefore be detected more accurately.

[0117]

Furthermore, embodiments comprised by partially combining some components of the embodiments described above belong to this invention.

[0118] [Appended Claims]

1. A light source apparatus which is characterized by having:
a light source means for generating illumination light in a wide band;
a band limiting filter means for restricting a wavelength band of the illumination light output from the aforementioned light source means; and
a transmitted-light detecting means for detecting the illumination light transmitted through the aforementioned band limiting filter means.

[0119]

2. A light source apparatus which is characterized by having:
a light source means for generating illumination light in a wide band;
a band limiting filter means for restricting the wavelength band of the illumination light output from the aforementioned light source means;
a transmitted-light detecting means for detecting the illumination light transmitted through the aforementioned band limiting filter means; and
a transmitted characteristic detecting means for detecting a variation in the transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means corresponding the output from the aforementioned transmitted-light detecting means.

[0120]

3. The light source apparatus in (Appended Claim) 2 with the aforementioned transmitted-light detecting means which detects light in the non-transmitting range of the aforementioned band limiting filter means.
4. The light source apparatus in (Appended Claim) 3 with the aforementioned transmitted-light detecting means which has a second filter means that transmits at least one band of the bands in the non-transmitting range (of the first filter).
5. The light source apparatus in (Appended Claim) 2 further comprises a display means for displaying a change in the light transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output from the aforementioned transmission characteristic detecting means.

[0121]

6. A light source apparatus which is characterized by having:

a light source means for generating illumination light in a wide band;

a light source photo-detecting means for detecting the light intensity of the illumination light generated from the aforementioned light source means;

a band limiting filter means for restricting the wavelength band of the aforementioned illumination light output from the aforementioned light source means;

a transmitted-light detecting means for detecting the light intensity of the illumination light passing through the aforementioned band limiting filter means;

and a transmission characteristic detecting mean for detecting a change in the transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output of the aforementioned light source photo-detecting means and the aforementioned transmitted-light detecting means.

[0122]

7. The light source apparatus in (Appended Claim) 6 with the aforementioned transmission characteristic detecting means which has a comparison means for comparing the output signals between the aforementioned light source photo-detecting means (translator's note: in the original patent, "the aforementioned transmitted-light detecting means" was used, however, this appears to be an error.) and the aforementioned transmitted-light detecting means.

8. The light source apparatus in (Appended Claims) 6 and 7 provided with a display means which displays a change in the transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output signal of the aforementioned transmitted-light detecting means.

9. The light source apparatus in (Appended Claim) 8 with the aforementioned display means which displays a change in the transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in incremental steps.

[0123]

10. The light source apparatus in (Appended Claim) 6 with the aforementioned light-source condition display means which displays a change in the light intensity of the illumination light generated by the aforementioned light source means in accordance with the output signal of the aforementioned light source photo-detecting means.

[0124]

11. The light source apparatus in (Appended Claim) 10 with the aforementioned transmission characteristic detecting means which displays a change in the light intensity of the illumination light generated by the aforementioned light source means.

12. The light source apparatus in (Appended Claim) 2 with the aforementioned transmitted light detecting means which has a scanning means to cover all regions of the optical path of the aforementioned band limiting filter means positioned in the optical path of the aforementioned light source means.

[0125]

13. A light source apparatus for fluorescence observation using an endoscope, which consists: a combination of a white light emitting the high-pressure metal vapor discharge lamp, and a band pass filter that transmits blue light for exciting fluorescence intissue, comprising:

a first photo-detecting means for detecting light other than the blue light that is transmitted through the aforementioned band pass filter;

a comparator for comparing the output of the first photo-detector [with a previously determined fixed value];

a first display means for notifying the operator when the output of the first photo-detecting means is higher or lower the aforementioned existing fixed value.

[0126]

14. The light source apparatus for fluorescence observation in (Appended Claim) 13 provided with:

a second detecting means which detects the white light of the aforementioned high-pressure metal vapor discharge lamp, and a comparison means which obtains the ratio or difference of the output of the aforementioned first detecting means and the output of the aforementioned second detecting means, and a second display means which displays the output of the aforementioned comparison means in addition to the aforementioned first display means.

15. The light source apparatus for fluorescence observation in 13 in which the aforementioned display apparatus is an indicator having multiple LEDs arranged in a linear fashion.

[0127]

16. A fluorescence diagnosis treatment apparatus comprising:

a light source for generating a ultraviolet light;

a light source for generating a blue light;

a optical fiber for introducing the aforementioned light into a body cavity through an endoscope;

a spectrometer (analysis means) for detecting the existence of bacteria such as helicobacter pylori by analyzing and decomposing the spectrum of the fluorescence generated by the aforementioned blue light, and

a shutter means for limiting the irradiation of the body cavity with the aforementioned ultraviolet light to the time when bacteria are suspected to be present.

[0128]

(The Background of Appended Claims 16 -21)

In the case where helicobacter pylori bacteria are present, the stomach is prone to developing ulcers and there is a high possibility that these ulcers may become cancerous. A method using medicine to kill helicobacter pylori is known; however, the medicine has to be taken continuously.

(The Objective of Appended Claims 16-21)

The object of this invention is to provide a fluorescence diagnosis and treatment apparatus capable of detecting the existence of bacteria, such as helicobacter pylori, and (treating by) irradiating with ultraviolet light only when the bacteria are present so as to minimize the effect [of the radiation] on normal tissue.

(Effect of Appended Claims 16-21)

The effect on normal tissue can be minimized and the bacteria can be eliminated by detecting the existence of bacteria, such as helicobacter pylori, and irradiating (the body cavity with) ultraviolet light only when the bacteria are present.

[0129]

17. The fluorescence diagnosis and treatment apparatus in (Appended Claim) 16 with a light source for generating the aforementioned ultraviolet light that is a high pressure metal vapor discharge lamp.

18. The fluorescence diagnosis treatment apparatus in (Appended Claim) 16 which can switch between the aforementioned ultraviolet light and blue light by switching several filters.

[0130]

19. A fluorescence diagnosis and treatment apparatus which comprises:
a light source for generating the ultraviolet light;
a light source for generating the blue light;
an optical fiber for introducing the aforementioned ultraviolet and blue light into body cavity;
a spectrometer (analysis means) for analyzing the spectrum of the fluorescence generated by the aforementioned blue light irradiating the organism;
a control means which allows the irradiation of the body cavity with the aforementioned ultraviolet light when the presence of bacteria such as helicobacter pylori is determined according to the aforementioned spectrum.

[0131]

20. The fluorescence diagnosis and treatment apparatus in (Appended Claim) 19 in which the aforementioned optical fiber is a light guide of the endoscope.
21. The fluorescence diagnosis and treatment apparatus in (Appended Claim) 19 in which the aforementioned optical fiber is inserted through a channel of the endoscope.
22. The fluorescence diagnosis and treatment apparatus in (Appended Claim) 19 in which the aforementioned control means is a computer.

[0132]

[Effect of Invention]

According to this invention as described above, a light source apparatus is provided with:

a light source means for generating illumination light in a wide band;
a band limiting filter means for restricting the wavelength band of the illumination light output from the aforementioned light source means;
a transmitted light detecting means for detecting the illumination light transmitted through the aforementioned band limiting filter means;
a transmission characteristic detecting means for detecting a change in the transmission characteristic of the aforementioned band limiting filter means in accordance with the output of the aforementioned transmitted light detecting means.

Therefore, it can detect a change in the transmission characteristic of the band-limited illumination light which is transmitted through the aforementioned band limiting filter means. By exchanging the band limiting filter means when the light leak is detected, the supply of band-limited illumination light suitable for a diagnosis can be always ensured.

[Brief Explanation of Drawings]

[Fig. 1]

Fig. 1 shows the structure of a light source apparatus of the first embodiment of this invention.

[Fig. 2]

Fig. 2 is a graph showing the transmission characteristics of filters, etc.

[Fig. 3]

Fig. 3 shows the block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus containing the first modification of the first embodiment.

[Fig. 4]

Fig. 4 is the front view diagram showing the structure of a rotatable filter (assembly).

[Fig. 5]

Fig. 5 is a diagram showing the wavelength characteristic of each filter attached to the rotatable filter (assembly).

[Fig. 6]

Fig. 6 is the block diagram of an endoscope apparatus containing the second modification of the first embodiment.

[Fig. 7]

Fig. 7 is a front view of the rotatable filter (assembly).

[Fig. 8]

Fig. 8 is a diagram showing the transmission characteristics of filters attached to the rotatable filter (assembly) of Fig. 7.

[Fig. 9]

Fig. 9 shows the structure of a light source apparatus that has the function to kill bacteria.

[Fig. 10]

Fig. 10 shows a second embodiment of the structure of a light source apparatus (with the same function).

[Fig. 11]

Fig. 11 shows the structure of an (LED) indicator.

[Explanation of Symbols]

1. light source apparatus
2. HID lamp
3. power source
4. heat blocking filter
5. first band-pass filter
6. condenser lens
7. endoscope
8. light guide connector
9. light guide
11. transmitted light observation means
12. optical fiber
13. leaked light detector
14. second band-pass filter
15. photo-detector
16. comparator
17. variable resistor
18. LED
21. fluorescence observation endoscope apparatus
22. video camera

24, 25 CCU

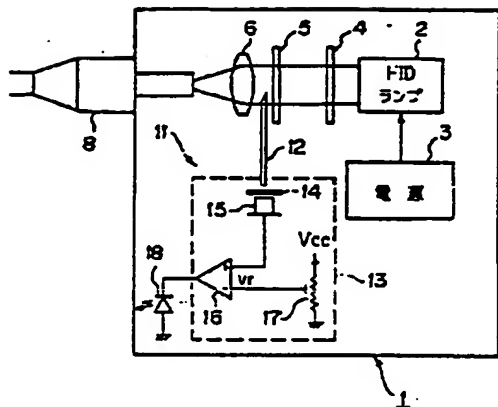
28. optical fiber

29. spectrometer

30. computer

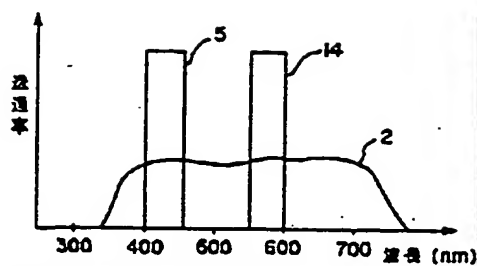
【図 1】

[FIGURE 1]



【図 2】

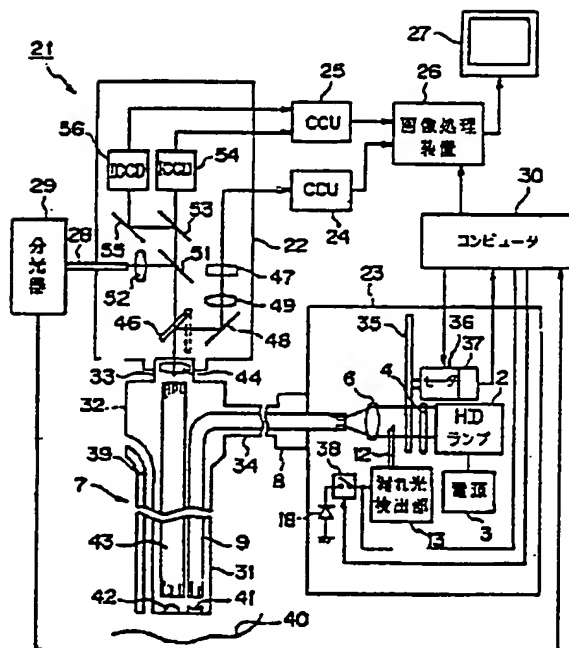
[FIGURE 2]



[translation of Japanese text in Figure 2]
vertical axis: transmittance
horizontal axis: wavelength (nm)

【図 3】

[FIGURE 3]



[translation of Japanese text in Figure 3]
also refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

- 26 image processing unit
- 36 motor

【図 4】

[FIGURE 4]

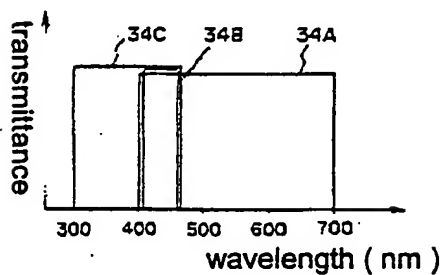
【図 6】

[FIGURE 6]



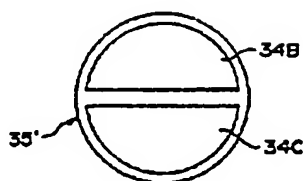
【図 5】

[FIGURE 5]



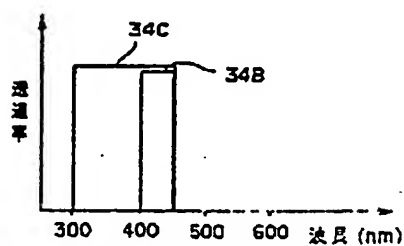
【図 7】

[FIGURE 7]



【図 8】

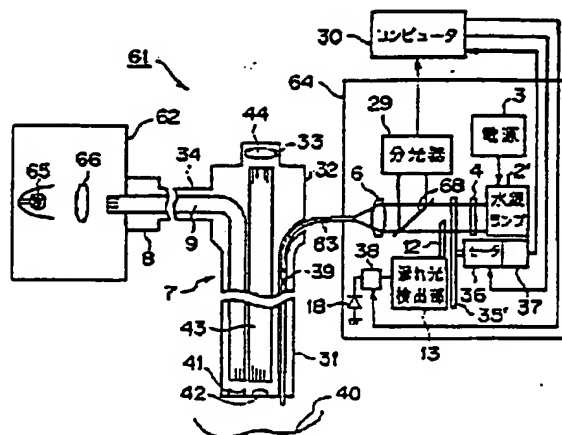
[FIGURE 8]



[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: transmittance

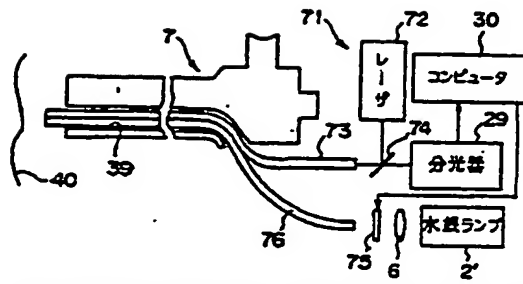
horizontal axis: wavelength (nm)



2' mercury lamp
36 motor

【図 9】

[FIGURE 9]



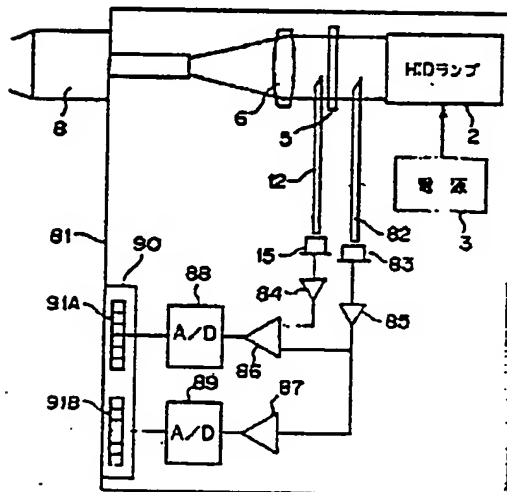
[translation of Japanese text in Figure 9]

2' mercury lamp

72 laser

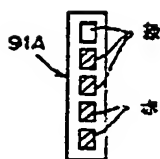
【図 10】

[FIGURE 10]



【図 11】

[FIGURE 11]



[translation of Japanese text in Figure 11]

top 3: green

bottom 2: red

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**(19)【発行国】**

日本国特許庁 (J P)

(19)[ISSUING COUNTRY]

Japanese Patent Office (JP)

(12)【公報種別】

公開特許公報 (A)

Laid-open (kokai) patent application number (A)

(11)【公開番号】

特開平 1 0 - 3 0 8 1 1 4

(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]

Unexamined Japanese patent No. 10-308114

(43)【公開日】平成 1 0 年 (1 9 9 8) 1 1 月
1 7 日**(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]**

November 17th, Heisei 10 (1998)

(54)【発明の名称】

光源装置

(54)[TITLE]

Light source device

(51)【国際特許分類第 6 版】

F21V 9/00

A61B 1/06

5/00

(51)[IPC]

F21V 9/00

A61B 1/06

5/00

【 F I 】

F21V 9/00

A61B 1/06

5/00

B

[FI]

F21V 9/00

A61B 1/06

5/00

B

【審査請求】

未請求

[EXAMINATION REQUEST]

UNREQUESTED

【請求項の数】 1**[NUMBER OF CLAIMS] 1****【出願形態】 O L****[Application form] O L**

【全頁数】 12

[NUMBER OF PAGES] 12

(21) 【出願番号】

特願平9-115847

(21)[APPLICATION NUMBER]

Unexamined Japanese patent 9-115847

(22) 【出願日】

平成9年(1997)5月6日

(22)[DATE OF FILING]

May 6th, Heisei 9 (1997)

(71) 【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

000000376

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43
番2号

[ADDRESS]

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43
番2号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

Yoshiwara, Masaya

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

Hirao, Isami

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 道口 信行

Michiguchi, Nobuyuki

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

(74) 【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

Ito, Susumu

(57) 【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

バンドパスフィルタによる帯域制限された波長以外の光が漏れ出たことを検知でき、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる光源装置を提供する。

The light source device which can secure supply of the band-limited illumination light suitable for a diagnosis is offered. It can detect that light other than that restricted by the band-pass filter has leaked.

【解決手段】

[SOLUTION]

H I D ランプ 2 からの広帯域の光は励起光として使用するために帯域制限する第 1 のバンドパスフィルタ 5 を透過した光路中に配置された光ファイバ 1 2 により、その一部の光が検出され、第 1 のバンドパスフィルタ 5 の

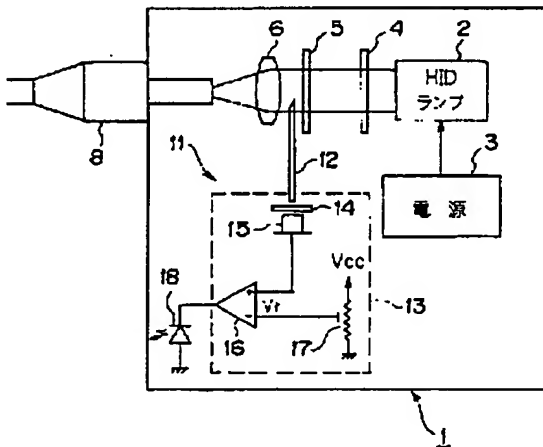
That partial light is detected by the optical fibre 12 arranged in the optical path which transmitted the first band-pass filter 5 band-limited in order to use the wide range light from the HID lamp 2 as excitation light. A light-guide is performed to a photodetector 15 through the 2nd band-pass filter 14 set to the

帯域制限された波長帯域とは異なる透過帯域に設定された第2のバンドパスフィルタ14を経て光検出器15に導光され、この光検出器15の検出信号は比較器16により基準電圧値 V_r と比較され、第1のバンドパスフィルタ5が劣化等して漏れ光を通す状態となった場合には光検出器15の検出信号のレベルは基準電圧値 V_r を越えてLED18を発光させ、操作者に告知する。

permeation band different from the wavelength band where the first band-pass filter 5 was band-limited.

The detecting signal of this photodetector 15 is compared by the comparator 16 with the reference-voltage value V_r .

When the first band-pass filter 5 will be in the condition of being degraded etc., leaking and passing through light, the level of the detecting signal of photodetector 15 exceeds the reference-voltage value V_r , and makes LED18 emit light, and this notifies the operator.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項1】

広帯域の照明光を発生する光源手段と、
前記光源手段から出力される照

[CLAIM 1]

A light source device with light-source means to generate a wide range illumination light, band-limiting filter means to limit the wavelength band

明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、
前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、
前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、
を具備したことを特徴とする光源装置。

of the illumination light output from above-mentioned light-source means, transmitted-light detection means to detect the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means, permeation characteristic detection means to detect variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means depending on the output of above-mentioned transmitted-light detection means, these were comprised.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【 0 0 0 1 】****[0001]****【発明の属する技術分野】****[TECHNICAL FIELD]**

本発明は蛍光観察等の光学的な観察に使用される照明光を発生する光源装置に関する。

This invention relates to a light source device which generates the illumination light used for the optical observation of fluorescence etc.

【 0 0 0 2 】**[0002]****【従来の技術】****[PRIOR ART]**

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。この内視鏡は光源装置により発生した照明光で検査部位等を照明することにより、光学的に観察できるようにする。

In recent years, an endoscope is widely used in the medical field and the field for industry. By illuminating an inspection location etc. with the illumination light generated by a light source device, with this endoscope it can be observed optically.

【 0 0 0 3 】**[0003]**

また、内視鏡を用いて蛍光観察する場合にも、蛍光観察用光源装置が用いられる。その従来例として、例えば特開平３－９７４３９号がある。

【０００４】

特に蛍光観察では、蛍光の強度は非常に小さいので、蛍光以外の光が蛍光観察手段側に入射されないように光源装置に帯域制限フィルタ（バンドパスフィルタ）を設けることが一般的に行われる。

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

従来の経内視鏡的に蛍光を使って体腔内を観察するため、白色光ランプから発生する光の内、短波長側の光、例えば、紫外光あるいは青色光を照射して蛍光画像を観察する。

【０００６】

このような装置においては、白色光ランプから短波長側の光を取り出すために、バンドパスフィルタを使用し、このようなバンドパスフィルタを使った装置においては、白色光ランプによる熱の影響によるクラックや、経時的な変化によって短波長以

Moreover, when using an endoscope for fluorescent observing, the fluorescent light source device for observation is used.

As a prior art example, for example, there is unexamined Japanese patent No. 3-97439.

[0004]

Because especially fluorescent strength is very small during fluorescent observation, in general, providing a band-limiting filter (band-pass filter) to the light source device so that incidence of the light other than fluorescent may not occur towards the fluorescent observation means side is used.

[0005]**[PROBLEM ADDRESSED]**

Conventionally, in order to observe an intra-corporeal region perendoscopically using fluorescence, the light of short-wave length, for example, ultra-violet ray, and a blue glow are irradiated among the lights generated from a white-light lamp, and the fluorescent image is observed.

[0006]

In such an apparatus, in order to extract the light beside short-wave length from a white-light lamp, a band-pass filter is used.

In the apparatus using such a band-pass filter, the crack by the influence of the heat from the white-light lamp, and since light other than short-wave length might leak and come out over time, there was a case where trouble was

外の光が漏れ出るため、蛍光観察に支障を来す場合があった。 caused to the fluorescent observation.

【 0 0 0 7 】

しかし、特開平 3-97439 号ではこの点について何等考慮されていなかった。

[0007]

However, in unexamined Japanese patent No. 3-97439, this issue was not considered at all.

【 0 0 0 8 】

(発明の目的) 本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、バンドパスフィルタによる帯域制限された波長以外の光が漏れ出たことを検知できるようにして、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる光源装置を提供することを目的とする。

[0008]

(Objective of invention)

This invention was formed in consideration of the performed above-mentioned issue. It enables it to detect that light other than the band-limited wavelength by the band-pass filter leaked.

It aims at offering the light source device which can secure supply of the band-limited illumination light suitable for a diagnosis.

【 0 0 0 9 】**[0009]****【課題を解決するための手段】**

広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を設けることにより、前記帯域制限フィルタ手段を透過した帯域制限された照明光の

[SOLUTION OF THE INVENTION]

Light-source means to generate a wide range illumination light, and band-limiting filter means to limit the wavelength band of the illumination light output from above-mentioned light-source means, Transmitted-light detection means to detect the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means, and permeation characteristic detection means to detect variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means depending on the output of above-mentioned transmitted-light detection means, because the variation condition of the

光透過特性の変化状態を検出することができるので、検出された場合には帯域制限フィルタ手段を交換等することにより、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる。

transparency characteristic of the band-limited illumination light which transmitted above-mentioned band-limiting filter means by providing these is detectable, when detecting, by exchange etc. of the band-limiting filter means, supply of the band-limited illumination light suitable for a diagnosis is securable.

【 0 0 1 0 】**[0010]****【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態) 図1及び図2は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光源装置の構成を示し、図2はフィルタの透過特性を示す。本実施の形態は、所定の帯域以外の光が漏れ出たことを検知し、操作者に知らせる機能を備えた光源装置である。

[Embodiment]

Hereafter, the embodiment of this invention is explained with reference to a drawing.

(First embodiment)

Fig. 1 and 2 concerns the first embodiment of this invention.

Fig. 1 shows the component of the light source device of the first embodiment of this invention.

Fig. 2 shows the permeation characteristic of the filter.

This embodiment detects that light other than a predetermined band leaked.

It is the light source device provided with function to inform the operator.

【 0 0 1 1 】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察用の光源装置1は蛍光を発生させる励起光を発生する光源として、高圧金属蒸気放電ランプ2を用いている。この高圧金属蒸気放電ランプ(以下、HIDランプと略記)2は高圧水銀ランプ、メ

[0011]

As shown in Fig. 1, the light source device 1 for fluorescent observation of the first embodiment of this invention considers as the light source which generates the excitation light which generate a fluorescence, and uses the high pressure metal vapour discharge lamp 2.

This high pressure metal vapour discharge lamp (below and HID lamp and abbreviation) 2

タルハライドランプ、高圧ナトリウムランプ等の総称であり、高輝度放電ランプとも呼ばれている。

is a general term, for a high pressure mercury lamp, a metal halide lamp, or a high pressure sodium lamp.

They are called the high-intensity discharge lamp.

【0012】

このHIDランプ2は電源回路3から点灯電源が供給されることにより、点灯する。このHIDランプ2の光はその光路上に熱カットフィルタ4が配置され、赤外線による熱成分が取り除かれる。

[0012]

This HID lamp 2 is lit by supplying a lighting power supply from a power supply circuit 3.

As for the light of this HID lamp 2, the heat cut filter 4 is arranged on that optical path.

The part for the heat formation by infrared rays is removed.

【0013】

また、この熱カットフィルタ4の前方の光路上には蛍光を励起する短波長の光だけを透過する帯域制限するフィルタとしての第1のバンドパスフィルタ5が配置されている。このバンドパスフィルタ5の透過光はコンデンサレンズ6により集光され、内視鏡7（図3参照）のライトガイドコネクタ8の端面に入射される。

[0013]

Moreover, in the optical path in front of this heat cut filter 4, the first band-pass filter 5 as a filter which transmits only the light of the short-wave length which excites the fluorescence and to band-limit is arranged.

The transmitted light of this band-pass filter 5 is condensed by the condenser lens 6.

Incidence is performed to the end face of the light-guide connector 8 of an endoscope 7 (diagram 3 reference).

【0014】

図3に示すようにライトガイドコネクタ8の端面に入射された光はライトガイド9により伝送され、その先端面から出射され、患部等の検査部位に照射され、薬剤が投与された薬剤を励起して蛍光を発生させる。そして、

[0014]

The light by which incidence was performed to the end face of the light-guide connector 8 as shown in Fig. 3 is transmitted by the light guide 9.

It radiates from that end surface.

It is irradiated to the inspection location, such as a diseased part.

その蛍光を観察することにより、検査部位を蛍光像により診断できるようにしている。

The medical agent prescribed for the patient is excited, and a fluorescence is generated.

And, it enables it to diagnose an inspection location with a fluorescent image by observing that fluorescence.

【0015】

本実施の形態の光源装置1では第1のバンドパスフィルタ5を透過し、内視鏡7のライトガイド9に供給される光の光学的特性を検出或いは監視する透過光監視手段11を設けている。この透過光監視手段11は、より具体的には第1のバンドパスフィルタ5の漏れ光を検出するためにその透過光を検出する。

[0015]

The first band-pass filter 5 is transmitted in the light source device 1 of this embodiment.

Transmitted-light monitoring means 11 to detect or monitor the optical characteristic of the light supplied to the light guide 9 of an endoscope 7 is provided.

In order that this transmitted-light monitoring means 11 may more specifically detect the leaked light of the first band-pass filter 5, it detects that transmitted light.

【0016】

例えば、第1のバンドパスフィルタ5とコンデンサレンズ6との間の光路中に光ファイバ12の一端側を配置し、この一端側に入射された光を他端側に伝送し、他端側の漏れ光検出部13で検出するようにしている。

[0016]

For example, the one-end side of an optical fibre 12 is arranged in the optical path between the first band-pass filter 5 and the condenser lens 6.

The light by which incidence was performed to this one-end side is transmitted to the other-end side.

It is made to detect in the leak optical-detection part 13 beside another end.

【0017】

この透過光検出部13は光ファイバ12の他端面から出射された光を第2のバンドパスフィルタ14を介して例えばフォトダイオード等の光検出器15で検出する。

[0017]

This transmitted-light detecting part 13 detects the light by which the radiation was performed, by the photodetectors 15, such as a photodiode, via the 2nd band-pass filter 14 from the other-end surface of optical fibre 12.

【0018】

この光検出器15で光電変換された出力信号は比較器16の例えば非反転入力端に印加され、他方の反転入力端に印加される基準電圧値 V_r と比較される。

この基準電圧値 V_r は一定の電圧 V_{cc} を可変抵抗器17で抵抗分割することにより設定される。

[0018]

The output signal by which the photoelectric conversion was performed by this photodetector 15 is a comparator 16, for example, is input to a non-inverting input terminal.

It compares with the reference-voltage value V_r input to the other inverting-input end.

This reference-voltage value V_r is set up by performing the resistance divide of the fixed voltage V_{cc} with a variable resistor 17.

【0019】

そして、光検出器15の出力信号が基準電圧 V_r 以上となった場合には、比較器16の出力を反転させて、その出力端に接続された告知手段としての発光ダイオード(LEDと略記)18を発光させて操作者に視覚的に告知するようにしている。

[0019]

And, when the output signal of a photodetector 15 becomes more than reference-voltage V_r , the inversion of the output of comparator 16 is performed.

The light emitting diode (LED and abbreviation) 18 as notification means connected to that output end is made to emit light, and it is made to notify the operator visually.

【0020】

図2は、HIDランプ2の波長に対する概略の強度分布と、第1及び第2のバンドパスフィルタ5、14の波長に対する透過特性を示す。図2に示すように光源ランプとしてのHIDランプ2は広い波長領域にわたり、ほぼ均一な強度のスペクトル分布(Xeランプの場合、Hgランプ、メタルハライドランプには複数の高輝度の輝線を持つ。)

[0020]

Fig. 2 indicates the permeation characteristic opposing to the wavelength of the first and second band-pass filters 5 and 14 to be a strong distribution of the outline opposing to the wavelength of the HID lamp 2.

As shown in Fig. 2, the HID lamp 2 as a light-source lamp is performed through a large wavelength area.

Moreover, it has a spectrum distribution (in the case of Xe lamp, it has the bright line of several high-intensities in Hg lamp and a metal

を有し、これに対し、第1のバンドパスフィルタ5は短波長側の光、具体的には400nmから450nm付近までの光を透過する特性を持っている。

【0021】

一方、第2のバンドパスフィルタ14は、第1のバンドパスフィルタ14の透過帯域とは異なる帯域で、その帯域よりは長波長側を透過領域とし、より具体的には550nmから600nmまでの光を透過する特性を持っている。尚、第2のバンドパスフィルタ14はこの透過波長領域に限らず第1のバンドパスフィルタ5の透過波長域と重ならない範囲で変更できる。

【0022】

次に本実施の形態の作用を説明する。HIDランプ2により発光された白色光等を含む広帯域の光は、熱カットフィルタ4により赤外光の熱線がカットされる。

【0023】

更に、その光は第1のバンドパスフィルタ5により、所定の波長帯域の光だけが透過するように帯域制限される。この時、所定の光は紫外領域から青色領域の光（例えば、400nmから

halide lamp) of almost uniform strength.

On the other hand, the first band-pass filter 5 has the light beside short-wave length, and the characteristic which specifically transmits the light near 400 nm to 450 nm.

[0021]

On the other hand, the permeation band of the first band-pass filter 14 is a different band, and the 2nd band-pass filter 14 makes a long-wavelength side a permeation area from that band.

It has the characteristic which more specifically transmits the light 550 nm to 600 nm.

In addition, the 2nd band-pass filter 14 can be changed in the range which does not restrict to this penetrated-wave length area, and does not overlap with the penetrated-wave length region of the first band-pass filter 5.

[0022]

Next an effect of this embodiment is explained.

As for the wide range light containing white light which emitted light with the HID lamp 2, the heat ray wire of the infrared-light is blocked with the heat cut filter 4.

[0023]

Furthermore, with the first band-pass filter 5, that light is band-limited so that only the light of a predetermined wavelength band may permeate.

At this time, a predetermined light is a light (for example, light 400 nm to 450 nm) of an

450nmまでの光)である。
この光はコンデンサレンズ6を介して内視鏡7のライトガイド9に導光され、導光された光は励起光として図示しない体腔内に照射され、その励起光に基づく蛍光を観察するのに使用される。

【0024】

前記第1のバンドパスフィルタ5を透過した光の内、一部の光は光ファイバ12で導光され、第2のバンドパスフィルタ14を介して前記所定の波長帯域以外の光を透過させ、その光を光検出器15で検出する。この時、第1のバンドパスフィルタ5が所定の波長帯域の光だけを透過していれば第2のバンドパスフィルタ14を透過する光は極めて微弱となる。

【0025】

従ってその光の強度を光検出器15により電気的に変換した電圧値は小さく、比較器16により所定の基準電圧値 V_r と比較した場合には、この基準電圧値 V_r より小さい。

【0026】

一方、第1のバンドパスフィルタ5が熱の影響によりひび割れ

ultraviolet area to a blue region.

The light-guide of this light is performed to the light guide 9 of an endoscope 7 via a condenser lens 6.

The guided light is irradiated to the intracorporeal region not illustrated, as excitation light.

It uses it for observing the fluorescence based on that excitation light.

[0024]

The light-guide of part of the light is performed by the optical fibre 12 among the lights which transmitted the first band-pass filter 5.

Light other than the above-mentioned predetermined wavelength band are made to transmit via the 2nd band-pass filter 14, and that light is detected by the photodetector 15.

At this time, if the first band-pass filter 5 is transmitting only the light of a predetermined wavelength band, the light which transmits the 2nd band-pass filter 14 will become extremely weak.

[0025]

Therefore the voltage value which converted that intensity of light electrically by the photodetector 15 is small.

When comparing with the predetermined reference-voltage value V_r by the comparator 16, it is smaller than this reference-voltage value V_r .

[0026]

On the other hand, the first band-pass filter 5 is generated by the crack etc. under the influence

等が発生したり、経時的変化によりその性能が劣化した場合には、漏れ光が存在する。つまり、第1のバンドパスフィルタ5の透過光側に所定の波長帯域以外の光が漏れてしまう。

【0027】

このような場合には、第2のバンドパスフィルタ14を透過する光は増加する。従って、光検出器15により変換された電圧値は大きくなり、比較器16により所定の基準電圧値 V_r と比較した場合には、この基準電圧値 V_r より大きくなる。

【0028】

このように、第1のバンドパスフィルタ5のひび割れや経時的変化による光学的な透過特性の劣化等で特性変化が起こり、漏れ出た光が増加した場合、比較器16により基準電圧値 V_r と比較し、この基準電圧値 V_r 以上となった場合には漏れ光が検出され、告知手段としてのLED18を発光させて操作者に告知する。

【0029】

そして、LED18が発光した場合には第1のバンドパスフィルタ5を新しいものに交換等す

of heat.

Moreover, when that capability degrades over time, leaked light exists.

In other words, light other than a predetermined wavelength band will leak to the transmitted-light side of the first band-pass filter 5.

[0027]

In such a case, the light which transmits the 2nd band-pass filter 14 is increased.

Therefore, the voltage value converted as for the photodetector 15 becomes large.

When comparing with the predetermined reference-voltage value V_r by the comparator 16, it becomes larger than this reference-voltage value V_r .

[0028]

Thus, a variation off characteristics arises by the crack of the first band-pass filter 5, degradation of the optical permeation characteristic over time, etc.

When it leaks and the light which came out increases, it compares with the reference-voltage value V_r by the comparator 16, and when becoming more than this reference-voltage value V_r , it leaks and the light is detected.

LED18 as notification means is made to emit light, and it notifies the operator.

[0029]

And, when LED18 emits light, when an exchange etc. makes the first band-pass filter 5 new, it can set as the condition of transmitting

ることにより、LED18が発光しない所定の波長帯域の光を透過する状態に設定できる。

the light of the predetermined wavelength band where LED18 does not emit light.

【0030】

本実施の形態は以下の効果を有する。第1のバンドパスフィルタ5の透過特性の劣化等を検出することにより、漏れ光による蛍光画像の劣化を直ちに操作者に知らせることができるので、常に診断に適した帯域制限された照明光(この場合には励起光)を供給できる状態を確保できる。従って常に精度の高い蛍光観察ができる環境を提供できる。

[0030]

This embodiment has the following effects.

Because an operator can be immediately informed about degradation of the fluorescent image by the leaked light by detecting degradation of the permeation characteristic of the first band-pass filter 5 etc., the condition that the band-limited illumination light (excitation light in this case) suitable for a diagnosis can always be supplied is securable.

Therefore the environment where fluorescent observation always accurate can be performed can be offered.

【0031】

次に図3ないし図5を参照して第1の実施の形態の第1変形例を説明する。図3は第1の実施の形態の第1変形例を備えた蛍光観察内視鏡装置の構成を示し、図4は回転フィルタの構成を示し、図5は回転フィルタに取り付けられた各フィルタの透過特性を示す。

[0031]

Next the 1st modification of a first embodiment is explained with reference to Fig. 3 or 5.

Fig. 3 shows the component of the fluorescent observation endoscope apparatus provided with the 1st modification of a first embodiment.

Fig. 4 shows the component of a rotating filter.

Fig. 5 shows the permeation characteristic of each filter attached to the rotating filter.

【0032】

図3に示す内視鏡7を用いた蛍光診断装置としての蛍光観察内視鏡装置21は、体腔内を観察するための内視鏡7と、この内視鏡7に装着され、蛍光像と通

[0032]

The endoscope 7 for observing an intra-corporeal region and this endoscope 7 are loaded with the fluorescent observation endoscope apparatus 21 as a fluorescent-diagnosis apparatus using the endoscope 7

常の内視鏡像を撮像する外付けテレビカメラ 22 と、内視鏡 7 に光を供給する第 1 変形例の光源装置 23 と、テレビカメラ 22 により撮像された画像信号に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット (CCU と略記) 24、25 と、CCU 24、25 の出力信号に対して画像処理を行う画像処理装置 26 と、この画像処理装置 26 から出力される映像信号を表示するテレビモニタ 27 と、テレビカメラ 22 の蛍光像の一部を取り出す光ファイバ 28 と、この光ファイバ 28 からの蛍光の波長特性を測定する分光器 29 と、この分光器 29 による波長特性を分析し、細菌の有無を判断する等の処理を行うコンピュータ 30 とを有する。

【0033】

内視鏡 7 は細長の挿入部 31 を有し、この挿入部 31 の後端には操作部 32 が設けられ、この操作部 32 の後端にはテレビカメラ 22 が着脱自在の接眼部 33 が設けられている。

【0034】

挿入部 31 内に挿通されたライトガイド 9 は操作部 32 から延出されたライトガイドケーブル 34 内をさらに挿通され、その

shown in Fig. 3.

The outside attachment video camera 22 which records a fluorescent image and a usual endoscope image, and the light source device 23 of the 1st modification which supplies a light to an endoscope 7, the camera control units (CCU and abbreviation) 24 and 25 which perform the signal processing opposing to the image signal recorded by the video camera 22, and the image processor 26 which performs an image processing to the output signal of CCU 24 and 25, the TV monitor 27 which displays the video signal output from this image processor 26, the optical fibre 28 which extracts a part of fluorescent image of a video camera 22, the spectrometer 29 which measures the fluorescent wavelength characteristic from this optical fibre 28, the computer 30 which processes analyzing the wavelength characteristic by this spectrometer 29, and judging bacterial existence etc. It has these.

[0033]

Endoscope 7 has the long and slender insertion part 31.

Operating part 32 is provided on the back of this insertion part 31.

The eye-piece part 33 with a detachable video camera 22 is provided on the rear end of this operating part 32.

[0034]

The light guide 9 passed through in the insertion part 31 is further passed through in the inside of the light-guide cable 34 extended from the operating part 32.

端部のライトガイドコネクタ 8 を光源装置 23 に着脱自在で装着することができる。なお、この内視鏡 7 には処置具等を挿通するチャンネル 39 が設けられている。

【0035】

光源装置 23 内には第 1 の実施の形態と同様に HID ランプ 2 等が内蔵されている。この変形例では図 1 の光源装置 1 において、第 1 のバンドパスフィルタ 5 の代わりに複数のフィルタ 34A, 34B, 34C (図 4 参照) を取り付けた回転フィルタ 35 が配置され、この回転フィルタ 35 をモータ 36 で回転することにより、光路上に配置されるフィルタ 34J (J=A 又は B 又は C) を切り換えられるようにしている。

【0036】

この回転フィルタ 35 には図 4 に示すように扇状の 3 つのフィルタ 34A, 34B, 34C が取り付けられ、各フィルタ 34J の透過特性を図 5 に示す。図 5 に示すようにフィルタ 34A は可視光域の光 (換言すると白色光) を透過 (具体的には 400 nm から 700 nm の光を透過) する透過特性を示し、通常の内視鏡像の観察の場合に使用される。

It is detachable to a light source device 23, and it can be loaded with the light-guide connector 8 of that edge part.

In addition, the channel 39 which passes through a treatment tool etc. is provided on this endoscope 7.

[0035]

In the light source device 23, the HID lamp 2 etc. is built in as the first embodiment.

In this modification, the rotating filter 35 which attached several filter 34A, 34B, 34C (diagram 4 reference) instead of the first band-pass filter 5 is arranged in the light source device 1 of Fig. 1.

It is made to switch filter 34J (J=A, B, or C) arranged in the optical path by rotating this rotating filter 35 by the motor 36.

[0036]

Fan-like three filters 34A, 34B, and 34C install in this rotating filter 35 as shown in Fig. 4.

The permeation characteristic of each filter 34J is shown in Fig. 5

As shown in Fig. 5, filter 34A shows the permeation characteristic which transmits the light (i.e. white light) of the visible-light sphere (400 to 700 nm light is specifically transmitted).

In the case of observation of a usual endoscope image, it is used.

【0037】

また、フィルタ34Bは第1のバンドパスフィルタ5と同じように蛍光観察のために励起する所定の波長帯域の光、つまり励起用の紫外領域から青色領域の光（より具体的には400nmから450nm付近までの光）を透過する特性を有し、蛍光観察する場合に使用される。

[0037]

Moreover, the light of the predetermined wavelength band which filter 34B excites like the first band-pass filter 5 for fluorescent observation, it has the characteristic which, in other words, transmits the light (specifically light near 400 nm to 450 nm) of the ultraviolet area to blue region for excitation.

When observing fluorescent, it is used.

【0038】

さらにフィルタ34Cはフィルタ34Bよりも短い波長帯域の紫外光を透過（具体的には300nmから450nmの光を透過）する透過特性を有し、この紫外光によりヘリコバクターピロリ等の細菌を除去（殺菌）する場合に使用される。

[0038]

Furthermore filter 34C has the permeation characteristic which transmits the ultra-violet ray of a wavelength band shorter than filter 34B (300 to 450 nm light is specifically transmitted).

When this ultra-violet ray removes bacteria, such as *Helicobacter pylori*, (sterilisation), it is used.

【0039】

つまり、この光源装置23は蛍光観察のための励起光と、通常観察のための通常観察用照明光と、細菌を除去する紫外光を内視鏡7に供給できる機能を設けたものである。

[0039]

In other words, this light source device 23 provides function which can supply the excitation light for fluorescent observation, the usual illumination light for observation for a usual observation, and the ultra-violet ray which removes bacteria to an endoscope 7.

【0040】

また、この光源装置23では、モータ36の回転軸にロータリエンコーダ37を取り付け、モータ36の回転位置を検出することにより、光路上に設定され

[0040]

Moreover, the rotary encoder 37 is attached to the revolving shaft of motor 36 in this light source device 23.

It enables it to detect filter 34J set up in the optical path by detecting the rotation position of

たフィルタ 3 4 J を検出すること
ができるようにしており、こ
のロータリエンコーダ 3 7 の出
力信号はコンピュータ 3 0 に入
力される。

【 0 0 4 1 】

また、漏れ光検出部 1 3 の出力
はコンピュータ 3 0 に入力さ
れ、漏れ光を検出した場合にテ
レビモニタ 2 7 に漏れ光が検出
されたことを画像処理装置 2 6
を介して表示できるようにして
いる。

【 0 0 4 2 】

さらに漏れ光検出部 1 3 の出力
端と LED 1 8 との間にアナロ
グスイッチ 3 8 を設け、光路上
に所定のフィルタ 3 4 B が配置
された場合に ON にしてその場
合に漏れ光を検出した時には L
ED 1 8 で告知するようにして
いる。尚、フィルタ 3 4 C が配
置された場合も ON しても良
い。

【 0 0 4 3 】

このアナログスイッチ 3 8 の開
閉 (ON/OFF) はロータリ
エンコーダ 3 7 の出力信号に基
づいてコンピュータ 3 0 が制御
する。

【 0 0 4 4 】

光源装置 2 3 による光は内視鏡

motor 36.

The output signal of this rotary encoder 37 is
input into computer 30.

[0041]

Moreover, the output of the leak optical-
detection part 13 is input into computer 30.

When leaked light is detected, it enables it to
display that leak on the TV monitor 27 and the
light was detected via image processor 26.

[0042]

Furthermore an analog switch 38 is provided
between the output end of the leak optical-
detection part 13, and LED18.

When predetermined filter 34B has been
arranged in the optical path, and it turns ON, it
leaks in that case and the light is detected, it is
made to notify by LED18.

In addition, when filter 34C has been
arranged, it may be turned on.

[0043]

Based on the output signal of the rotary
encoder 37, a computer 30 controls switching
(ON/OFF) of this analog switch 38.

[0044]

The light-guide of the light by the light source

7のライトガイド9により導光され、その先端面からさらに照明レンズ41を経て、体腔内の胃壁40等の検査部位に照射される。

device 23 is performed by the light guide 9 of an endoscope 7.

Pass the illumination lens 41 furthermore from that end surface, it is irradiated to inspection region, such as the stomach wall 40 intra-corporeal.

【0045】

検査部位側からの反射光或いは蛍光は先端部に設けた対物レンズ42により、結像する。その結像位置にはイメージガイド43の先端面が配置され、このイメージガイド43によりその像が後端面に伝送される。この後端面に対向して接眼レンズ44が配置され、通常観察の場合には肉眼により拡大観察することができる。

[0045]

With the objective lens 42 provided on the end, the reflected light or the fluorescence from an inspection location side is image-formed.

The end surface of the image guide 43 is arranged at that image-formation position.

That image is transmitted to the back surface by this image guide 43.

Opposite this rear-end surface, eyepiece 44 is arranged.

In the case of usual observation, enlarged observation can be performed with the naked eye.

【0046】

この接眼部33にテレビカメラ22が装着された場合には、回転可能なミラー46を経てCCD47等で撮像される。このミラー46は通常観察の場合には図示しない切換手段により、図3の実線の状態に設定され、この状態ではテレビカメラ22側に入射した光はミラー46で反射され、さらに反射ミラー48で反射された後、レンズ49によりCCD47に像を結ぶ。

[0046]

When this eye-piece part 33 is loaded with a video camera 22, it records by CCD47 etc. through the mirror 46 which can be rotated.

In the case of usual observation, this mirror 46 is set up as in the continuous line of Fig. 3 by switching means not to illustrate.

In this condition, an incident light is reflected in a video-camera 22 side by the mirror 46.

An image forms in CCD47 by the lens 49 after reflecting by the reflecting mirror 48 furthermore.

【0047】

[0047]

このCCD47で光電変換された画像信号はCCU24で信号処理されて映像信号が生成され、画像処理装置26を経てテレビモニタ27に通常の内視鏡像が表示されるようになっている。

The signal processing of the image signal by which the photoelectric conversion was performed by this CCD47 is performed by CCU24, and a video signal is generated.

The usual endoscope image displays on the TV monitor 27 through image processor 26.

【0048】

また、可動ミラー46が点線で示すように光路上から待避した状態ではテレビカメラ22側に入射した光は光路上に配置されたハーフミラー51で一部が反射され、レンズ52により集光して光ファイバ28の入射側となる一方の端面に導く。

[0048]

Moreover, one part is reflected by the one-way mirror 51 with which the incident light has been arranged in the optical path in the condition of having been shunted from the optical path as the movable mirror 46 showed by the dotted line on the video-camera 22 side.

It guides to one end face which concentrates with lens 52 and becomes the incidence side of optical fibre 28.

【0049】

この光ファイバ28の一方の端面に入射された光は分光器29に導光され、この分光器29で蛍光の波長特性が測定され、その測定されたデータはコンピュータ30に入力される。

[0049]

The light-guide of the light by which incidence was performed to one end face of this optical fibre 28 is performed to a spectrometer 29.

The fluorescent wavelength characteristic is measured with this spectrometer 29, and that measured data is input into a computer 30.

【0050】

コンピュータ30は、入力されたスペクトルデータを基準となる蛍光スペクトルデータと比較することにより、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌の存在の有無を判断する。つまり、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌が存在する場合には

[0050]

A computer 30 judges existence of bacteria, such as *Helicobacter pylori*, in the organism tissue by comparing the input spectrum data with the fluorescence-spectrum data functioning as a standard.

, when bacteria, such as a *Helicobacter pylori*, exist in an organism tissue, it utilizes that the fluorescent wavelength characteristic varies,

蛍光の波長特性が変化することを利用して、細菌の有無を判断する。

and bacterial existence is judged.

【0051】

また、ハーフミラー51を透過した光は、例えば、赤の波長の蛍光を反射し、他の緑の蛍光を透過する特性のダイクロイックミラー53に入射する。このダイクロイックミラー53を透過した光は第1のICCD（CCD付きイメージインテンシファイア）54で受光され、ダイクロイックミラー53で反射された光はさらに反射ミラー55で反射された後、第2のICCD56で受光される。

[0051]

Moreover, the light which transmitted the one-way mirror 51 reflects the fluorescence of a red wavelength, for example.

Incidence is performed to the dichroic mirror 53 of the characteristic which transmits the other green fluorescence.

The light reception of the light which transmitted this dichroic mirror 53 is performed by first ICCD (image intensifier with CCD) 54.

After reflecting by the reflecting mirror 55 further, the light reception of the light reflected by the dichroic mirror 53 is performed by 2nd ICCD 56.

【0052】

第1及び第2のICCD54、56で光電変換された画像信号はCCU25に入力され、信号処理された後に画像処理装置26を経てテレビモニタ27に蛍光画像が表示されるようになっている。

[0052]

The image signal by which the photoelectric conversion was performed by first and second ICCD 54 and 56 is input into CCU25.

After performing signal processing, the fluorescent image displays on the TV monitor 27 through image processor 26.

【0053】

分光器29からの分光データの解析により、コンピュータ30は細菌が存在すると判断した場合にはモータ36を回転させてフィルタ34Cが光路上に位置するように設定し、内視鏡7のライトガイド9を介して殺菌用

[0053]

It sets up so that computer 30 may rotate motor 36 and filter 34C may position it in the optical path in the analysis of the spectroscopy data from spectrometer 29, when it is judged that bacteria exist.

The light-guide of the ultra-violet ray for sterilisation is performed via the light guide 9 of

の紫外光を導光し、体腔内の細菌をこの紫外線の照射により除菌する。

【0054】

次にこの蛍光観察内視鏡装置 21 の作用を説明する。通常の内視鏡像を観察する際には、図示しない選択スイッチで通常観察の指示を行うことにより、コンピュータ 30 はモータ 36 を回転させて、ロータリエンコーダ 37 の回転位置信号を参照してフィルタ 34 A が光路上に位置するように設定する。

【0055】

また、この状態ではコンピュータ 30 はアナログスイッチ 38 を OFF の状態にする。さらにこの状態では漏れ光検出部 13 の出力を取り込まない。

【0056】

そして、フィルタ 34 A が光路上に位置する状態で、HID ランプ 2 の光は回転フィルタ 35 を透過して白色光となり、この白色光は内視鏡 7 のライトガイド 9 を介し、体腔内の胃壁 40 等の検査部位側に照射される。

【0057】

その反射光による像がイメージ

an endoscope 7.

Microbe elimination of the bacteria intra-corporeal is performed by irradiation of this ultraviolet.

[0054]

Next an effect of this fluorescent observation endoscope apparatus 21 is explained.

When observing a usual endoscope image, a computer 30 rotates a motor 36 by performing the indication of a usual observation by the selecting switch which is not displayed.

It sets up so that filter 34A may position in the optical path with reference to the rotation position signal of rotary encoder 37.

[0055]

Moreover, in this condition, computer 30 is changed into the condition of OFF of an analog switch 38.

Furthermore in this condition, the output of the leaked light detecting part 13 is not received.

[0056]

And, in the condition that filter 34A positions in the optical path, the light of the HID lamp 2 transmits the rotating filter 35, and forms white light.

This white light is irradiated via the light guide 9 of an endoscope 7 at an inspection region, such as the stomach wall 40 intra-corporeal.

[0057]

The image by that reflected light is transmitted

ガイド４３により伝送され、外付けテレビカメラ２２のＣＣＤ４７により画像化される。この際、外付けテレビカメラ２２において、可動ミラー４６は図３の実線の位置に配置され、外付けテレビカメラ２２に入射した光はＣＣＤ４７で受光される。

【００５８】

このＣＣＤ４７の画像信号は通常内視鏡像を生成するＣＣＵ２４に入力され、信号処理された後、画像処理装置２６を経てテレビモニタ２７に内視鏡画像が表示される。

【００５９】

一方、蛍光観察時には図示しない選択スイッチで蛍光観察の指示を行うことにより、コンピュータ３０はモータ３６を回転させて、ロータリエンコーダ３７の回転位置信号を参照してフィルタ３４Ｂが光路上に位置するように設定する。

【００６０】

また、この状態ではコンピュータ３０はアナログスイッチ３８をＯＮの状態にする。さらにこの状態では漏れ光検出部１３の出力が“Ｈ”となった場合にはコンピュータ３０は割り込み信号としてその出力を取り込み可

by the image guide 43.

It is made into an image by CCD47 in the outside attachment video camera 22.

In this case, in the outside attachment video camera 22, the movable mirror 46 is arranged at the position of the continuous line of Fig. 3.

The light reception of the incident light is performed to the outside attachment video camera 22 by CCD47.

[0058]

This image signal of CCD47 is input into CCU24 which generates a usual endoscope image.

After performing signal processing, an endoscope image is displayed on the TV monitor 27 through image processor 26.

[0059]

On the other hand, at the time of fluorescent observation, a computer 30 rotates a motor 36 by performing the indication of fluorescent observation by the selecting switch not illustrated.

It sets up so that filter 34B may position in the optical path with reference to the rotation position signal of the rotary encoder 37.

[0060]

Moreover, in this condition, computer 30 changes to ON condition for analog switch 38.

Furthermore in this condition, when the output of the leaked light detecting part 13 is set to "H", a computer 30 will be in the condition as an interruption signal which can receive that output.

能な状態となる。

【 0 0 6 1 】

そして、フィルタ 3 4 B が光路上に位置する状態で、H I D ランプ 2 の光は回転フィルタ 3 5 のフィルタ 3 4 B を透過して励起光となり、この励起光は内視鏡 7 のライトガイド 9 を介し、体腔内の検査部位側に照射される。

[0061]

And, in the condition that filter 34B positions in the optical path, the light of the HID lamp 2 transmits filter 34B of the rotating filter 35, and forms excitation light.

These excitation lights are irradiated via the light guide 9 of an endoscope 7 to the inspection location intra-corporeal.

【 0 0 6 2 】

検査部位の組織側から発生した蛍光はイメージガイド 4 3 及び外付けテレビカメラ 2 2 により画像化する。このとき、外付けテレビカメラ 2 2 では可動ミラー 4 6 は点線の位置に移動され、例えば赤と緑の蛍光を観察する 2 つの I C C D 5 4、5 6 で蛍光を検出し、C C U 2 5 により画像を生成する。

[0062]

The fluorescence generated from the tissue side of an inspection location is made into an image by the image guide 43 and the outside attachment video camera 22.

At this time, the position of a dotted line is moved by the movable mirror 46 in the outside attachment video camera 22.

For example, a fluorescence is detected by two ICCD 54 and 56 which observes a red and green fluorescence, and cCU25 generates an image.

【 0 0 6 3 】

更に、その各画像は画像処理装置 2 6 により重み付けや線形補正、差分等の処理がされた後、テレビモニタ 2 7 に擬似カラーで病変部位及び正常部位と判断された画像として表示される。この蛍光観察時には蛍光の一部を光ファイバ 2 8 により取り出し、その蛍光の波長特性を分光器 2 9 で測定する。

[0063]

After, as for each image, the process of weighting, or linear compensation differential processing etc. was furthermore performed by the image processor 26, and the TV monitor 27 displays as an image judged to be a disease part and a normal part in pseudo- colour.

At the time of this fluorescent observation, a fluorescent one part is extracted by the optical fibre 28.

That fluorescent wavelength characteristic is

measured with a spectrometer 29.

【0064】

その分光された分光データはコンピュータ30にて分析し、細菌の存在の有無を判断する。そして、細菌が有りと判断した場合には回転フィルタ35をフィルタ34Cが光路上に位置する状態に設定し、その場合にライトガイド7側に入射される殺菌用の紫外光により細菌を除菌する。

[0064]

A computer 30 analyzes that spectroscopy data by which spectroscopy was performed, and existence of bacteria is judged.

And, when bacteria are judged as existing, filter 34C sets the rotating filter 35 as the condition of positioning in the optical path.

In this case, microbe elimination of the bacteria is performed by the ultra-violet ray for sterilisation by which incidence is performed to the light-guide 7 side.

【0065】

除菌に必要な時間が経過すると、コンピュータ30は再びモータ36を回転させて、フィルタ34Bが光路上に位置する状態に設定し、再び蛍光画像を観察できる状態にする。

[0065]

When the time required for microbe elimination passes, computer 30 will rotate motor 36 again. Filter 34B sets as the condition of positioning in the optical path.

It makes the condition that a fluorescent image can be observed again.

【0066】

蛍光観察状態では漏れ光を検出する状態であり、フィルタ34Bがひび割れ等で漏れ光が発生する状態になると、第1の実施の形態と同様にLED18の発光により、操作者に告知する状態になると共に、漏れ光が存在すると、コンピュータ30に割り込み信号で漏れ光が存在することが取り込まれる。そして、コンピュータ30は画像処理装置26を介してテレビモニタ27の表示面に漏れ光が存在する

[0066]

It is in the fluorescent condition of detecting a leaked light in the state of an observation.

If it becomes the condition that filter 34B leaks by the crack etc. and a light occurs, it is a light emission of LED18 as a first embodiment. If leaked light exists, while notifying the operator, computer 30 will receive an interrupt indicating that leaked light exists by signal.

And, computer 30 displays the fact that it became the condition that the light leakage existed on the display of the TV monitor 27 via image processor 26, and it notifies to an operator.

状態になった旨の表示を行い、
操作者に告知する。

【 0 0 6 7 】

操作者はこのテレビモニタ 27
を常時観察して診断などを行っ
ているので、その表示面に漏れ
光が存在する表示を行うと、操
作者は直ちに漏れ光の発生を知
ることができる。

[0067]

Because an operator always observes this TV
monitor 27 and is performing the diagnosis etc.,
if it performs the display in which the light
leakage exists on that display surface, the
operator can know generating of the light
leakage immediately.

【 0 0 6 8 】

この第 1 変形例によれば、以下
の効果がある。蛍光観察した場
合にその際の分光特性データに
より、細菌の有無を判断し、細
菌が有ると判断された場合には
除菌することが可能となる。ま
た、第 1 の実施の形態と同様の
効果があると共に、漏れ光が検
出された場合にはテレビモニタ
27 で表示することもできる。
このため、漏れ光が検出された
場合には、操作者は直ちにその
漏れ光が発生したことを知るこ
とができる。

[0068]

According to this 1st modification, there are the
following effects.

When observing fluorescence, bacterial
existence is judged with the spectroscopy
characteristic data in that case, and microbe
elimination can be performed when it is judged
that there are bacteria.

Moreover, while there was the same effect as
a first embodiment, when a leaked light is
detected, it can also display with the TV monitor
27.

For this reason, when a leaked light is
detected, an operator can know that that leaked
light occurred immediately.

【 0 0 6 9 】

次に第 1 の実施の形態の第 2 変
形例を図 6 ないし図 8 を参照し
て説明する。図 6 は第 1 の実施
の形態の第 2 変形例を備えた内
視鏡装置を示し、図 7 は回転フ
ィルタの構成を示し、図 8 は回
転フィルタに取り付けたフィル
タの透過特性を示す。

[0069]

Next the second modification of a first
embodiment is explained with reference to Fig.
6 or 8.

Fig. 6 shows the endoscope apparatus
provided with the second modification of the
first embodiment.

Fig. 7 shows the component of the rotating
filter.

Fig. 8 shows the permeation characteristic of the filter attached to the rotating filter.

【0070】

図6に示すように内視鏡装置61は内視鏡7と、この内視鏡7のライトガイド7に通常観察の照明光を供給する光源装置62と、内視鏡7のチャンネル39に挿通された光ファイバ63に励起光を供給する等の機能を備えた第2変形例の光源装置64と、分光器29の分光データを解析するコンピュータ30とを有する。

【0071】

内視鏡7のライトガイド9には光源装置62によりランプ65で発光させた白色光がコンデンサレンズ66を経て供給され、胃壁40等の検査部位に照射される。この状態では接眼部44から肉眼で通常観察を行うことができる。

【0072】

一方、第2変形例の光源装置64は第1変形例と同様に、蛍光観察のための励起用光源として使用できると共に、ヘリコバクターピロリ等の細菌の有無を検出を検出する励起用光源として使用でき、かつ細菌の存在が検出された場合には除菌のための

[0070]

As shown in Fig. 6, the endoscope apparatus 61 has, endoscope 7, the light source device 62 which supplies the illumination light of a usual observation to the light guide 7 of this endoscope 7, the light source device 64 of the second modification provided with function of supplying excitation light to the optical fibre 63 passed through by the channel 39 of an endoscope 7, the computer 30 which analyzes the spectroscopy data of a spectrometer 29.

It has these.

[0071]

White light made to emit light with lamp 65 by the light source device 62 is supplied to the light guide 9 of an endoscope 7 through condenser lens 66.

It is irradiated to inspection region, such as stomach wall 40.

In this condition, a usual observation can be performed with the naked eye from the eye-piece part 44.

[0072]

While the light source device 64 of a second modification can be used as a light source for excitation for fluorescent observation as the 1st modification on the other hand, it can be used as a light source for excitation which detects existence of bacteria, such as *Helicobacter pylori*.

And when existing bacteria is detected, it also

紫外光を発生する機能も有している。

has function which generates the ultra-violet ray for microbe elimination.

【0073】

この光源装置64は図3の光源装置23において、HIDランプ2として水銀ランプ2'が採用され、かつ3つのフィルタ34A, 34B, 34Cを設けた回転フィルタ35の代わりに図7に示すように2つのフィルタ34B, 34Cを設けた回転フィルタ35'が採用されている。

[0073]

In the light source device 23 of Fig. 3, as for this light source device 64, mercury-lamp 2' is adopted as HID lamp 2.

And rotating filter 35' which provided the two filters 34B and 34C instead of the rotating filter 35 which provided the three filters 34A, 34B, and 34C as shown in Fig. 7 is adopted.

【0074】

また、バンドパスフィルタ12とコンデンサレンズ6との間の光路上にダイクロイックミラー68が配置されており、このダイクロイックミラー68は蛍光の波長帯域の光は反射し、その他の励起光等の短波長の光は透過させる特性を有し、光ファイバ63で導光された蛍光を反射して分光器29に導き、分光データを得ることができるようになっている。

[0074]

Moreover, between band-pass filter 12 and condenser lens 6, the dichroic mirror 68 is arranged in the optical path.

This dichroic mirror 68 reflects the light of the fluorescent wavelength band.

It has the characteristic of transmitting the light of short-wave length, such as other excitation light.

The fluorescence by which the light-guide was performed by the optical fibre 63 is reflected, and it guides to spectrometer 29.

It enables it to obtain spectroscopy data.

【0075】

回転フィルタ35'に取り付けられた2つのフィルタ34B, 34Cの透過特性を図8に示す。図8に示すように一方のフィルタ34Bは波長が400nmから450nmの光を透過

[0075]

The permeation characteristic of the two filters 34B and 34C attached to rotating filter 35' is shown in Fig. 8.

As shown in Fig. 8, as for one filter 34B, the wavelength transmits 400 to 450 nm light.

As for another filter 34C, the wavelength

し、他方のフィルタ 3 4 C は波長が 3 0 0 n m から 4 5 0 n m の光を透過する。その他の構成は第 1 変形例で説明したものと同様の構成であり、同じ構成要素には同じ符号を付けてその説明を省略する。

【 0 0 7 6 】

次に第 2 変形例を備えた内視鏡装置 6 1 の作用を説明する。通常の内視鏡観察を行う場合には光源装置 6 2 からの照明光で白色光のもとでの観察を行うことができる。

【 0 0 7 7 】

そして、ヘリコバクターピロリ等の細菌の有無を検査することを望む場合には内視鏡 7 のチャンネル 3 9 に図 6 に示すように光ファイバ 6 3 を挿通し、その手元側を光源装置 6 4 に接続し、蛍光を分光器 2 9 に取り込み可能な状態に設定する。

【 0 0 7 8 】

そして、ライトガイド 9 には光源装置 6 2 からの照明光が供給されない状態に設定すると共に、光源装置 6 4 による光が光ファイバ 6 3 に供給される状態に設定する。この場合、コンピュータ 3 0 は回転フィルタ 3 5' をフィルタ 3 4 B が光路上

transmits 300 to 450 nm light.

Other components are the same components as that which was explained in the 1st modification.

The same symbol for the same component is attached, and that explanation is omitted.

[0076]

Next an effect of the endoscope apparatus 61 provided with the second modification is explained.

When performing a usual endoscope observation, the observation based on white light can be performed with the illumination light from a light source device 62.

[0077]

And, to the channel 39 of endoscope 7, in desiring to examine existence of bacteria, such as *Helicobacter pylori*, as shown in Fig. 6, it passes through an optical fibre 63.

That side is connected to a light source device 64.

Fluorescence is set to be received by spectrometer 29.

[0078]

And, while setting as the condition that the illumination light from a light source device 62 is not supplied to light guide 9, the light by the light source device 64 sets as the condition that an optical fibre 63 is supplied.

In this case, a computer 30 is set up so that filter 34B may position rotating filter 35' in the optical path.

に位置するように設定する。また、コンピュータ 30 はアナログスイッチ 38 を ON し、漏れ光検出部 13 が漏れ光を検出した場合には LED 18 は発光する状態になる。

【0079】

水銀ランプ 2' から発生した光は熱カットフィルタ 4 を透過し、さらに回転フィルタ 35' のフィルタ 34 B を経て特定の波長帯域の光となり、ダイクロイックミラー 68 及びコンデンサレンズ 6 を経て光ファイバ 63 の入射側となる一方の端面に入射し、その光を体腔内の胃壁 40 等の検査部位に照射し、蛍光を発生させる。

【0080】

より具体的には、回転フィルタ 35' に入射される光はフィルタ 34 B を透過することにより、400 nm から 450 nm の光が体腔内に照射され、その光により蛍光が発生する。

【0081】

蛍光はその一部が光ファイバ 63 に入射され、手元側の端面からコンデンサレンズ 5、ダイクロイックミラー 68 を経て分光器 29 に入射され、分光される。この分光器 29 で分光されたス

Moreover, a computer 30 turns on analog switch 38.

When the light-leakage detecting part 13 detects the light leakage, LED18 becomes the condition of emitting light.

[0079]

The light generated from mercury-lamp 2' transmits the heat cut filter 4.

Furthermore it becomes the light of a specific wavelength band through filter 34B of rotating filter 35'.

Incidence is performed to one end face which becomes the incidence side of optical fibre 63 through the dichroic mirror 68 and the condenser lens 6.

That light is irradiated to inspection region, such as the stomach wall 40 intra-corporeal, and fluorescence is generated.

[0080]

More specifically, when the light by which incidence is performed to rotating filter 35' transmits filter 34B, a 400 to 450 nm light is irradiated intra-corporeal, and fluorescence occurs by that light.

[0081]

As for the fluorescence, incidence of that one part is performed to optical fibre 63.

Incidence is performed to a spectrometer 29 through a condenser lens 5 and the dichroic mirror 68 from the end face side, and spectroscopy is performed.

ペクトル光は、図示しない光検出器で光電変換されてコンピュータ 30 に取り込まれる。

The photoelectric conversion of the spectral light by which spectroscopy was performed with this spectrometer 29 is performed by the photodetector not to illustrate, and it is received by the computer 30.

【0082】

コンピュータ 30 では蛍光の波長特性の変化を分析し、細菌の有無を判断する。もし、細菌が存在する場合には、前記回転フィルタ 35' をモータ 36 を介して回転させ、フィルタ 34 B の代わりにフィルタ 34 C を光路上に配置する。

[0082]

Variation of the fluorescent wavelength characteristic is analyzed by computer 30, and bacterial existence is judged.

When bacteria exist, the above-mentioned rotating filter 35' is rotated via motor 36, and filter 34C is arranged in the optical path instead of filter 34B.

【0083】

フィルタ 34 C を光路上に配置することにより、体腔内には 300 nm から 450 nm の紫外光が照射され、細菌を殺菌することができる。そして、分析されたデータからその殺菌処理に必要とされる標準の時間が経過すると、コンピュータ 30 は回転フィルタ 35' をモータ 36 を介して回転させ、フィルタ 34 C の代わりにフィルタ 34 B を光路上に配置する。

[0083]

By arranging filter 34C in the optical path, a 300 to 450 nm ultra-violet ray is irradiated intracorporeal, and sterilisation of the bacteria can be performed.

And, if the standard time needed for that sterilisation process from the analyzed data passes, computer 30 rotates rotating filter 35' via motor 36, and filter 34B is arranged in the optical path instead of filter 34C.

【0084】

そして、再び分光器 29 を介してコンピュータ 30 に入力されるデータにより、細菌の有無を判断し、細菌が検出されない状態になるまで同様の処理を行う

[0084]

And, bacterial existence is judged with the data again input into a computer 30 via a spectrometer 29.

By performing a similar process, microbe elimination can be reliably done until it becomes

ことにより、確実に除菌できる。その他の作用は第1の実施の形態と同様である。

the condition that bacteria are not detected.

Other effects are the same as that of the first embodiment.

【0085】

この第2変形例は以下の効果を有する。細菌の有無を判断するための青色光による分析と殺菌を連続的に行うことができるので、効率の良い除菌が可能となる。

[0085]

This second modification has the following effects.

Because the analysis and the sterilisation by the blue glow for judging bacterial existence can be performed continuously, efficient microbe elimination is possible.

【0086】

なお、第2変形例の光源装置64は内視鏡7のライトガイドコネクタ8をこの光源装置64に接続して蛍光観察する場合の励起光源として使用することもできる。この場合には内視鏡7の接眼部33に蛍光像を撮像するテレビカメラ22等を装着して使用することが必要になる。

[0086]

In addition, the light source device 64 of a second modification can connect the light-guide connector 8 of an endoscope 7 to this light source device 64, and can also use it as a light source for excitation in the case of observing fluorescence.

In this case it is necessary to be used by loading eye-piece part 33 of endoscope 7 with the video camera 22 which records the fluorescent image.

【0087】

なお、第2変形例では回転フィルタ35'を回転させてこの回転フィルタ35'に設けた複数のフィルタ34B、34Cを切り換えて細菌を除去する光を発生させるようにしているが、図9に示すようにレーザ光源のレーザ光を励起光として用い、細菌が検出された場合には殺菌灯の紫外光を照射する構成にしても良い。

[0087]

In addition, in the second modification, it is made to generate the light which switches several filters 34B and 34C whereby rotating filter 35' was rotated and were provided on this rotating filter 35', and removes bacteria.

However, as shown in Fig. 9, when bacteria are detected, using a laser light source as excitation light, it may make the component which irradiates the ultra-violet ray of a germicidal lamp.

【0088】

つまり、図9の光源装置71ではレーザ72によるレーザ光を励起光として内視鏡7のチャンネル39に挿通された光ファイバ73の一端にハーフミラー74で一部を反射させて供給し、光ファイバ73の他端から胃壁40等の検査部位に照射する。レーザ光源としてはN₂レーザ、He-cdレーザ等の青色のレーザ光を発生するものを採用できる。

【0089】

このレーザ光で励起された胃壁40等の生体組織からの蛍光をこの光ファイバ73で検出し、この光ファイバ73により導光された光は一部がハーフミラー74を透過して分光器29に入射され、分光器29で分光測定された分光データはコンピュータ30に送られ、データの解析によりヘリコバクターピロリ等の細菌の有無が判断される。

【0090】

そして、細菌が有りと判断した場合には、コンピュータ30は水銀ランプ2'の光路上のシャッタ75を開く制御を行い水銀ランプ2'の紫外光をコンデンサレンズ6で集光し、光ファイ

[0088]

In other words, with light source device 71 of Fig. 9, the one end of the optical fibre 73 which makes the laser light by the laser 72 excitation light, and passed through by channel 39 of an endoscope 7 is supplied by reflecting one part by the one-way mirror 74, it irradiates inspection region, such as stomach wall 40, from the other end of the optical fibre 73.

That which generates blue laser lights, such as N₂ laser and a He-cd laser, as a laser light source is employable.

[0089]

The fluorescence from organism tissues, such as the stomach wall 40 excited with this laser light, is detected by this optical fibre 73.

The light by which the light-guide was performed as for this optical fibre 73 transmits one-way mirror 74, and incidence of one part is performed to spectrometer 29.

The spectroscopy data by which the spectrometry was performed with the spectrometer 29 are sent to a computer 30.

Existence of bacteria, such as Helicobacter pylori, is judged in the analysis of data.

[0090]

And, when bacteria are judged as existing, computer 30 performs the control which opens the shutter 75 in the optical path of mercury-lamp 2', and concentrates the ultra-violet ray of mercury-lamp 2' by the condenser lens 6, and it is supplied to one end of optical fibre 76.

バ 7 6 の一端に供給されるようにする。

【 0 0 9 1 】

この光ファイバ 7 6 は光ファイバ 7 3 と同様に内視鏡 7 のチャンネル 3 9 内に挿通されており、他端から胃壁 4 0 等の生体組織に向けて導光した紫外光を照射し、細菌を殺菌するようにしている。

[0091]

This optical fibre 76 is passed through channel 39 of an endoscope 7 as the optical fibre 73.

It directs to organism tissues, such as a stomach wall 40, from the other end. The ultra-violet ray which was guided is irradiated, and it is made to perform sterilisation of the bacteria.

【 0 0 9 2 】

次に作用を説明する。レーザ 7 2 により青色光を発生し、ハーフミラー 7 4 を介し、光ファイバ 7 3 に青色光を導光する。その光ファイバ 7 3 は内視鏡 7 のチャンネル 3 9 に挿通されており、光ファイバ 7 3 を介して青色光を生体組織に照射する。

[0092]

Next the effect is explained.

A blue glow is generated with a laser 72.

The light-guide of the blue glow is performed to an optical fibre 73 via one-way mirror 74.

That optical fibre 73 is passed through by the channel 39 of an endoscope 7.

A blue glow is irradiated to an organism tissue via an optical fibre 73.

【 0 0 9 3 】

この時、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌が存在する場合には、蛍光の波長特性が変化し、その蛍光を光ファイバ 7 3 を介し検出する。そして、その蛍光の変化、つまり検出した蛍光スペクトルを分光器 2 9 及びコンピュータ 3 0 により基準となる蛍光スペクトルと比較することで解析し、細菌の有無を判断する。

[0093]

When bacteria, such as Helicobacter pylori, exist in an organism tissue at this time, the fluorescent wavelength characteristic varies, and that fluorescence is detected via optical fibre 73.

And, that fluorescent variation and the fluorescence spectrum detected in other words are analyzed by comparing with the standard fluorescence spectrum by the spectrometer 29 and computer 30, and bacterial existence is judged.

【 0 0 9 4 】**[0094]**

ここで、細菌が存在すると判断された場合には、コンピュータ 30 は殺菌灯として機能する水銀ランプ 2' の光路上で光ファイバ 76 に対向する位置に配置したシャッタ 75 を開放し、殺菌灯による紫外光を生体組織に照射し、殺菌を行う。

Here, when it is judged that bacteria exist, a computer 30 opens wide the shutter 75 arranged to the position opposing to an optical fibre 76 in the optical path of mercury-lamp 2' functioned as a germicidal lamp.

The ultra-violet ray by the germicidal lamp is irradiated to an organism tissue, and sterilisation is performed.

【0095】

この光源装置 71 によれば、ヘリコバクターピロリ等の殺菌の存在を検知し、殺菌が存在する時のみ殺菌灯を照射することによって正常組織への影響を極めて少なくし、除菌することができる。

[0095]

According to this light source device 71, it detects existing of sterilisation, such as Helicobacter pylori.

Only when sterilisation exists, influence on the normal tissue is made extremely low by irradiating a germicidal lamp, and microbe elimination can be performed.

【0096】

(第2の実施の形態) 図10及び図11を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。図10は第2の実施の形態の光源装置の構成を示し、図11はインジケータの構成を示す。

[0096]

(2nd embodiment) The 2nd embodiment of this invention is explained with reference to Fig. 10 and 11.

Fig. 10 shows the component of the light source device of the 2nd embodiment.

Fig. 11 shows the component of the indicator.

【0097】

図10に示すように本発明の第2の実施の形態の光源装置 81 はHIDランプ2の直後の光路上に第2の光ファイバ82の一端側が配置され、その一端側に入射された光を他端に伝送し、他端から出射される光を第2の検出器83で検出する。つまり、第2の光ファイバ82により、

[0097]

As shown in Fig. 10, immediately after the light source device 81 of the 2nd embodiment of this invention is the HID lamp 2, the one-end side of the 2nd optical fibre 82 is arranged in the optical path.

The light by which incidence was performed to that one-end side is transmitted to the other end.

The 2nd detector 83 detects the light radiated

光源手段としてのH I Dランプ from another end.

2の照明光を第2の検出器83 In other words, the light-guide of the illumination light of the HID lamp 2 as light-source means is 2nd detector 83 by the 2nd optical fibre 82.

This 2nd detector 83 is made to detect optical intensity (quantity of light) of that illumination light.

【0098】

また、バンドパスフィルタ5の直後には第1の実施の形態と同様に光ファイバ12の一端側が配置され、この光ファイバ12の一端側に入射された光を他端に伝送し、他端から出射される光を第1の検出器15で検出する。

[0098]

Moreover, just behind the band-pass filter 5, the one-end side of optical fibre 12 is arranged as in the first embodiment.

The light by which incidence was performed to the one-end side of this optical fibre 12 is transmitted to another end, and the first detector 15 detects the light radiated from another end.

【0099】

第1及び第2の光検出器15と83の各出力は第1及び第2のアンプ84及び85でそれぞれ増幅された後、前記第1及び第2のアンプ84及び85の差動信号を得る差動アンプ86に入力される。

[0099]

After respectively amplifying each output of the first and second photodetectors 15 and 83 with the first and second amps 84 and 85, it is input into the differential amp 86 which obtains the differential signal of the above-mentioned first and second amps 84 and 85.

【0100】

また、第2のアンプ85の出力は更に増幅する第3のアンプ87に入力される。前記差動アンプ86及び第3のアンプ87の出力信号はデジタル信号に変換する第1及び第2のA/D変換器88と89にそれぞれ入力

[0100]

Moreover, the output of the 2nd amp 85 is input into the third amp 87 amplified further.

The output signal of the above-mentioned differential amp 86 and the third amp 87 is respectively input into the 1st and 2nd A/D converters 88 and 89 which perform a conversion to a digital signal.

され、アナログ信号からそれぞれデジタル信号に変換された後、表示部 90 を構成する第 1 及び第 2 インジケータ 91 A 及び 91 B にそれぞれ入力され、第 1 及び第 2 インジケータ 91 A 及び 91 B に入力される信号をそれぞれ段階的に表示するようにしている。

After respectively performing a conversion to a digital signal from an analog signal, it respectively inputs into the first and second indicators 91A and 91B which comprise the display part 90.

It is respectively made to display the signal input into the first and second indicators 91A and 91B stepwise.

【0101】

図 11 は例えば第 1 インジケータ 91 A の構成例を示したもので、緑と赤の 2 種類の LED が 5 つ配列され、緑と赤の LED の領域はそれぞれ分割されている。

[0101]

Fig. 11 is that which showed the example of a component of 1st indicator 91A, for example. 2 kinds of 5 red and green LEDs are arranged.

The red and green LED areas are respectively divided.

【0102】

各 LED の信号端は前記 A/D 変換器 88 及び 89 のデジタル出力端と接続されており、デジタル信号のレベルにより前記 LED が順次発光されるようになっている。

[0102]

Each signal end of LED is connected with the digital output end of above-mentioned A/D converters 88 and 89.

Above-mentioned LED sequentially emits light with the level of a digital signal.

【0103】

例えば、図 11 の最も下の LED が最も下位のビットの信号レベルを表示し、最も上の LED が最も上位のビットの信号レベルを表示するようになっている。従って、第 1 インジケータ 91 A に入力されるデジタル信号のレベルが小さいレベル側から大きくなるにつれ、点灯する

[0103]

For example, LED of the bottom of Fig. 11 shows the signal level which is the bit which is the most lower-order.

The top LED displays the signal level which is the bit which is most higher-order.

It follows that as it becomes large from the level side with the small level of the digital signal input into 1st indicator 91A, the LEDs light sequentially from bottom to top.

LEDが下のものから順次上の方まで点灯するようになる。なお、第2インジケータ91Bの構成も同様である。

【0104】

なお、LEDの数及びLEDの色は本実施の形態で説明したものに限定されるものではない。次に本実施の形態の作用を説明する。

【0105】

HIDランプ2の光は光ファイバ82で検出され、この光は光検出器83で電気信号に変換される。また、この光からさらにバンドパスフィルタ5を透過した光が光ファイバ12により検出され、この光は光検出器15で電気信号に変換される。

【0106】

これら光検出器15、83の信号はそれぞれアンプ84及び85で増幅され、それぞれの光強度に対応した信号を差動アンプ86により差動出力を得ることによって、バンドパスフィルタ5を透過した光量を検出できる。

【0107】

この作動アンプ86の出力はA/D変換器88によりデジタル

In addition, the same is said of the component of second indicator 91B.

[0104]

In addition, the number of LEDs and the colour of LED are not limited to that which was explained by this embodiment.

Next an effect of this embodiment is explained.

[0105]

The light of the HID lamp 2 is detected by the optical fibre 82.

The conversion of this light is performed to an electrical signal by the photodetector 83.

Moreover from this light, furthermore the light which transmitted the band-pass filter 5 is detected by the optical fibre 12, and the conversion of this light is performed to an electrical signal by the photodetector 15.

[0106]

The signal of these photodetectors 15 and 83 is respectively amplified with amps 84 and 85.

By obtaining a differential output from the signal corresponding to each optical intensity with the differential amp 86, the quantity of light which transmitted the band-pass filter 5 is detectable.

[0107]

The conversion of the output of this operating amp 86 is performed to a digital signal by A/D

信号に変換され、前記光量に応じて第1インジケータ91Aを点灯する。つまり、バンドパスフィルタ5においては所定の波長帯域の光のみを透過している際は、アンプ84及び85の信号の差分は最大となり、バンドパスフィルタ5の劣化或いはひび割れ等に伴ってその信号の差分は減少する。

【0108】

その差分の信号レベルを第1インジケータ91Aで表示することによってバンドパスフィルタ5の熱による影響や経時的変化を検出できる。例えば、バンドパスフィルタ5が正常に動作している場合には、図11に示す5つ全てのLEDが点灯し、熱の影響や経時的変化が発生した場合には図11の上側のLEDから順次消灯する。

【0109】

そして、交換が必要とされる程度に劣化した場合には上位側の緑のLEDは消灯し、下位側の赤のLEDのみが点灯する。この状態を視認することにより、使用者はバンドパスフィルタ5を交換すべきことを知ることができる。

【0110】

一方、光検出器83から出力さ

converter 88.

1st indicator 91A is lit depending on the above-mentioned quantity of light.

In other words, when transmitting only the light of a predetermined wavelength band in the band-pass filter 5, the difference of the signal of amps 84 and 85 is the maximum.

The difference of that signal reduces following degradation of the band-pass filter 5 or a crack.

[0108]

The influence by heat and time-dependent variation of the band-pass filter 5 are detectable by displaying the signal level of that difference with 1st indicator 91A.

When the band-pass filter 5 is operating normally for example, as in Fig. 11, all 5 LEDs light up.

When the heat influence and time-dependent variation occur, it sequentially extinguishes a light from LED of Fig. 11 upper side.

[0109]

And, when degrading in the degree to which exchange is needed, the green LED on the upper side extinguishes, and only the red LEDs on the lower side are lit.

By noticing this, the user can know that the band-pass filter 5 should be exchanged.

[0110]

On the other hand, the signal output from the

れた信号をアンプ 85 及び 87 で増幅し、その信号を A/D 変換器 89 によりデジタル信号に変換し、その出力に応じて第 2 インジケータ 91B を点灯する。

【0111】

そのデジタル信号は HID ランプ 2 の光量に応じた値となる。つまり、HID ランプ 2 の光強度に応じて第 2 インジケータ 91B における LED が順次点灯するので、HID ランプ 2 の寿命による出力の低下を検出できる。

【0112】

従って、本実施の形態は以下の効果を有する。第 1 の実施の形態の形態の効果に加えて、HID ランプ 2 の寿命による出力低下による蛍光像の劣化を速やかに知る事ができる。

【0113】

更に、前記バンドパスフィルタ 5 の劣化及び HID ランプ 2 の出力低下をインジケータ 91A, 91B によりに段階的に示すことで交換時期をより確実に知ることが可能となる。

【0114】

なお、図 10 において、HID ランプ 2 と第 2 の光ファイバ 8

photodetector 83 is amplified with amps 85 and 87.

The conversion of that signal is performed to a digital signal by A/D converter 89, and 2nd indicator 91B is lit depending on that output.

[0111]

That digital signal depends on the quantity of light of HID lamp 2.

In other words, because LED in second indicator 91B sequentially lights depending on the optical intensity of HID lamp 2, a reduction of the output after long use of HID lamp 2 is detectable.

[0112]

Therefore, this embodiment has the following effects.

In addition to the effect of the form of the first embodiment, degradation of the fluorescent image by the output reduction due to the long use of HID lamp 2 can be known quickly.

[0113]

Furthermore, the exchange stage can be more reliably known by degradation of the above-mentioned band-pass filter 5 and output reduction of the HID lamp 2 with indicators 91A and 91B since it is shown in steps.

[0114]

In addition, in Fig. 10, it is made to arrange the heat cut filter 4 between the HID lamp 2 and the

2との間に熱カットフィルタ4を配置するようにして、第2の光ファイバ82により熱カットフィルタ4を通した光を検出し、また光ファイバ12はさらにバンドパスフィルタ5を通した光を検出するようにしても良い。

【0115】

なお、例えば図1において、光ファイバ12の上端は光路中の中央付近に位置しているが、光路の上端まで延ばして光ファイバ12に入射される検出光として上下方向の全域をカバーするように配置すると共に、この光ファイバ12を紙面に垂直な方向に移動する移動手段を設けるようにしても良い。

【0116】

このように透過光の検出手段を形成し、光路中の小さな一部を占有し、その一部からの光を取り込む光ファイバ12を光路中の全域をカバーするようにスキャンする手段を設けると、光ファイバ12は光路上のバンドパスフィルタ5の全域に対してその任意の部位が劣化したりひび割れ等して透過光の特性変化が生じた場合にも、その場合の漏れ光（或いは劣化による光）を検出して光検出器15に導光で

2nd optical fibre 82.

The light which passed through the heat cut filter 4 by the 2nd optical fibre 82 is detected.

Moreover an optical fibre 12 may be made to detect the light which passed through the band-pass filter 5 further.

[0115]

In addition, for example, in Fig. 1, the upper end of optical fibre 12 is positioned near the centre in the optical path.

However, it extends to the upper end of the optical path, and while arranging so that the cover of the whole region in the up-down direction may be achieved as a detection light by which incidence is performed to optical fibre 12, it may be made to provide the movement means which moves this optical fibre 12 in the direction perpendicular to the paper surface.

[0116]

Thus detection means of the transmitted light is formed, and in the optical path only a small parts is occupied.

The cover of the whole region in the optical path is achieved for the optical fibre 12 which receives the light from that one part, and if means which scans for this condition is provided, when that arbitrary part degraded, or the optical fibre 12 cracked etc. and variation off characteristics of the transmitted light causes for the whole region of the band-pass filter 5 on an optical path, the light leakage in that case (or light due to degradation) is detected, and it is

きるようになり、より確実にバンドパスフィルタ 5 の特性変化を検出できるようになる。

able to be guided to photodetector 15, and the variation off characteristics of the band-pass filter 5 can be more reliably detected now.

【0117】

なお、上述した実施の形態等における構成の一部等を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

[0117]

In addition, the embodiment comprised by combining partially a part of the component in the above-mentioned embodiment etc. belongs to this invention.

【0118】**[0118]****【付記】**

1. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

[Additional remark]

1. The light source device containing light-Source Means to Generate Wide Range Illumination Light, band-limiting filter means to limit the wavelength band of the illumination light output from above-mentioned light-source means, and transmitted-light detection means to detect the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means.

【0119】

2. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を具備したことを

[0119]

2. Light-Source Means to Generate Wide Range Illumination Light, Band-limiting filter means to limit the wavelength band of the illumination light output from above-mentioned light-source means, Transmitted-light detection means to detect the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means, Permeation characteristic detection means to detect variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means depending on the

特徴とする光源装置。

output of above-mentioned transmitted-light detection means,

The light source device comprised of the above-mentioned.

【0120】

3. 2の光源装置であって、前記透過光検出手段は、前記帯域制限フィルタ手段の不透過領域として設定された帯域の光を検出する光源装置。

4. 3の光源装置であって、前記透過光検出手段は、前記帯域制限フィルタ手段の不透過領域として設定された帯域のうち、少なくとも一部の帯域を透過させる第2のフィルタ手段を有する光源装置。

5. 2の光源装置であって、さらに、透過特性検出手段の出力に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を表示する表示手段を具備する光源装置。

[0120]

It is the light source device of 3.2.

Comprising, above-mentioned transmitted-light detection means is a light source device which detects the light of the band set up as a non-transmitted area of above-mentioned band-limiting filter means.

It is the light source device of 4.3.

Comprising, above-mentioned transmitted-light detection means is a light source device which has 2nd filter means to make at least part of the band transmit among the bands set up as a non-transmitted area of above-mentioned band-limiting filter means.

It is the light source device of 5.2.

Comprising, furthermore, the light source device which is comprised of display means to display variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means, depending on the output of permeation characteristic detection means.

【0121】

6. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から発生される照明光の光強度を検出する光源光検出手段と、前記光源手段から出力される前記照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域

[0121]

6. Light-Source Means to Generate Wide Range Illumination Light, and Light-Source Optical-Detection Means to Detect Optical Intensity of Illumination Light Generated from Above-mentioned Light-Source Means, band-limiting filter means to limit the wavelength band of the above-mentioned illumination light output

制限フィルタ手段を透過する照明光の光強度を検出する透過光検出手段と、前記光源光検出手段と前記透過光検出手段の出力手段の出力に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

from above-mentioned light-source means, Transmitted-light detection means to detect optical intensity of the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means, Above-mentioned light-source optical-detection means and permeation characteristic detection means to detect variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means depending on the output of output means of above-mentioned transmitted-light detection means, these were comprised.

The light source device characterized by the above-mentioned.

【0122】

7. 6の光源装置であって、前記透過特性検出手段は、前記透過光検出手段の出力信号と前記透過光検出手段の出力信号とを比較する比較手段を有する光源装置。

[0122]

It is the light source device of 7.6.

Comprising, above-mentioned permeation characteristic detection means is a light source device which has comparison means to compare the output signal of above-mentioned transmitted-light detection means, and the output signal of above-mentioned transmitted-light detection means.

8. 6又は7の光源装置であって、前記透過光検出手段の出力信号に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を表示する表示手段を具備する光源装置。

It is the light source device of 8.6 or 7.

Comprising, the light source device which is comprised of display means to display variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means, depending on the output signal of above-mentioned transmitted-light detection means.

9. 8の光源装置であって、前記表示手段は、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を段階的に表示する光源装置。

It is the light source device of 9.8.

Comprising, above-mentioned display means is a light source device which displays stepwise variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting

filter means.

【0123】

10.6の光源装置であって、前記透過特性検出手段は、前記光源光検出手段の出力信号に応じて、前記光源手段の発生する照明光強度の変化状態を表示する光源状態表示手段を具備する光源装置。

[0123]

It is the light source device of 10.6.

Comprising, above-mentioned permeation characteristic detection means is a light source device which is comprised of light-source condition display means to display variation condition of the illumination optical intensity which above-mentioned light-source means generates, depending on the output signal of above-mentioned light-source optical-detection means.

【0124】

11.10の光源装置であって、前記光源状態表示手段は、前記光源手段の発生する照明光強度の変化を段階的に表示する光源装置。

[0124]

It is the light source device of 11.10.

Comprising, above-mentioned light-source condition display means is a light source device which displays stepwise a variation of the illumination optical intensity which above-mentioned light-source means generates.

12.2の光源装置であって、前記前記透過光検出手段は、前記光源手段の光路上に配置された前記帯域制限フィルタ手段における光路の全域をカバーするようにスキャン手段を有する光源装置。

It is the light source device of 12.2.

Comprising, above-mentioned above-mentioned [sic] transmitted-light detection means is a light source device which has scanning means so that the whole region of the optical path in above-mentioned band-limiting filter means that above-mentioned light-source means has been arranged in the optical path may be covered.

【0125】

13. 経内視鏡的に蛍光を観察するため、組織から蛍光を励起するための青色光を発生させる白色光を発する高圧金属蒸気

[0125]

13. In Order to Observe Fluorescence Perendoscopically, in the fluorescent light source device for observation which consists of the combination of the band-pass filter which

放電ランプと青色光を透過するバンドパスフィルタの組み合わせから成る蛍光観察用光源装置において、前記バンドパスフィルタを透過した青色光以外の光を検出する第1の光検出手段と、前記第1の光検出手段の出力を比較する比較器と、前記第1の光検出手段の出力が前記既定値以上あるいは以下になった場合、操作者に告知する第1の表示手段より構成される蛍光観察用光源装置。

【0126】

14. 13の蛍光観察用光源装置であって、前記高圧金属蒸気放電ランプの白色光を検出する第2の検出手段と、前記第1の検出手段の出力と、前記第2の検出手段の出力を比あるいは差を求める比較手段と、前記第1の表示手段に加えて前記比較手段の出力を表示する第2の表示手段を合わせもつ蛍光観察用光源装置。

15. 13の蛍光観察用光源装置であって、前記表示装置は複数のLEDが並んだインジケータである蛍光観察用光源装置。

【0127】

16. 紫外光を発生する光源と、

transmits blue glow and the high pressure metal vapour discharge lamp which emits white light for exciting a fluorescence from tissue, first optical-detection means to detect light other than the blue glow which transmitted the above-mentioned band-pass filter, the comparator which compares the output of first optical-detection means, When the output of first optical-detection means becomes more than the above-mentioned existing fixed value, or falls below it, the fluorescent light source device for observation which consists of the first display means to notify the operator.

[0126]

It is the fluorescent light source device for observation of 14.13.

Comprising, the fluorescent light source device for observation which joins and has 2nd detection means to detect white light of the above-mentioned high pressure metal vapour discharge lamp, the output of first detection means, comparison means to require the output of second detection means a ratio or a difference, and 2nd display means to display the output of above-mentioned comparison means in addition to first display means.

It is the fluorescent light source device for observation of 15.13.

Comprising, the above-mentioned display device is a fluorescent light source device for observation which is the indicator with several LEDs located in a line.

[0127]

16. Light Source Which Generates Ultra-violet

青色光を発生する光源と、前記光を経内視鏡的に体腔内に導光する光ファイバと、前記青色光を組織に照射した際、発生する蛍光をスペクトルに分解して分析する分析器と、そのスペクトルによりヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検出するとともに、細菌の存在に同期して前記紫外光を体腔内に照射するシャッター手段より構成される蛍光診断治療装置。

Ray, the light source which generates a blue glow, and the optical fibre which performs perendoscopically the light-guide of the above-mentioned light to intra-corporeal, the analyser which decomposes into a spectrum and analyzes the fluorescence to generate when irradiating the above-mentioned blue glow to a tissue, while that spectrum detects existing of bacteria, such as *Helicobacter pylori*, the fluorescent-diagnosis treatment apparatus which consists of shutter means to irradiate the above-mentioned ultra-violet ray to intra-corporeal synchronizing with existing of bacteria.

【0128】

(付記16～21の背景) 一方、ヘリコバクターピロリ菌が胃粘液内に存在する場合、潰瘍を発生しやすく、癌化につながる可能性が高いと言われている。ヘリコバクターピロリ菌の除去のために通常薬を使った除去方法が知られているが、薬を継続的に服用しなければならない。

(付記16～21の目的) ヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検知し、細菌が存在する時のみ殺菌用紫外光を照射することによって正常組織への影響を極めて少なくし、除去を可能とする蛍光診断治療装置の提供。

(付記16～21の効果) ヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検知し、細菌が存在する時のみ紫外光を照射することによ

[0128]

(Background of additional remarks 16-21) On the other hand, when *Helicobacter pylori* exists in the stomach pituita, it is easy to generate ?ulcer-sore?, and it is said that possibility of being linked with canceration is high.

The removal method using a usual medicine is known for the removal of *Helicobacter pylori*.

However, medicine must be taken continuously.

(The objective of additional remarks 16-21)

It detects existing of bacteria, such as *Helicobacter pylori*.

Only when bacteria exist, influence on a normal tissue is made extremely low by irradiating the ultra-violet ray for sterilisation.

An offer of the fluorescent-diagnosis treatment apparatus which makes the removal possible.

(Effect of additional remarks 16-21)

って正常組織への影響を極めて少なくし、除菌することができる。

It detects existing of bacteria, such as *Helicobacter pylori*.

Only when bacteria exist, influence on a normal tissue is made extremely low by irradiating an ultra-violet ray, and microbe elimination can be performed.

【0129】

17. 16の蛍光診断治療装置であって、前記紫外光を発生する光源は高圧金属蒸気放電ランプである蛍光診断治療装置。

[0129]

It is the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of 17.16.

Comprising, the light source which generates the above-mentioned ultra-violet ray is a fluorescent-diagnosis treatment apparatus which is a high pressure metal vapour discharge lamp.

18. 16の蛍光診断治療装置であって、前記紫外光と青色光の切り換えは複数のフィルタの切り換えによる蛍光診断治療装置。

It is the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of 18.16.

Comprising, the switch of the above-mentioned ultra-violet ray and the above-mentioned blue glow, the fluorescent-diagnosis treatment apparatus can switch between several filters.

【0130】

19. 紫外光を発生する光源と、青色光を発生する光源と、前記紫外光及び青色光を体腔内に導光する光ファイバと、前記青色光を組織に照射した際、発生する蛍光をスペクトルに分解して分析する分析手段と、前記スペクトルによりヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検出するとともに、細菌の存在を判断し、前記細菌が存在すると判断した場合には前記紫外光を体腔内に照射する制御手段と、を具備す

[0130]

19. Light Source Which Generates Ultra-violet Ray, the light source which generates a blue glow, the optical fibre which performs the light-guide of the above-mentioned ultra-violet ray and the above-mentioned blue glow to intra-corporeal, Analysis means to decompose into a spectrum and to analyze the fluorescence to generate when irradiating the above-mentioned blue glow to a tissue, While the above-mentioned spectrum detects existing of bacteria, such as *Helicobacter pylori*, it judges existence of bacteria.

Control means to irradiate the above-mentioned

る蛍光診断治療装置。

ultra-violet ray to intra-corporeal when it is judged that the above-mentioned bacteria exist, the fluorescent-diagnosis treatment apparatus which is comprised of these.

【0131】

20.19の蛍光診断治療装置であって、前記光ファイバは内視鏡のライトガイドである蛍光診断治療装置。

21.19の蛍光診断治療装置であって、前記光ファイバは内視鏡のチャンネル内に挿通される蛍光診断治療装置。

22.19の蛍光診断治療装置であって、前記制御手段はコンピュータである蛍光診断治療装置。

[0131]

It is the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of 20.19.

Comprising, the above-mentioned optical fibre is a fluorescent-diagnosis treatment apparatus which is the light guide of an endoscope.

It is the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of 21.19.

Comprising, the above-mentioned optical fibre is a fluorescent-diagnosis treatment apparatus passed through in the channel of an endoscope.

It is the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of 22.19.

Comprising, above-mentioned control means is a fluorescent-diagnosis treatment apparatus which is a computer.

【0132】

[0132]

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯

[EFFECT OF THE INVENTION]

According to this invention as explained above, by providing light-source means to generate a wide range illumination light, band-limiting filter means to limit the wavelength band of the illumination light output from above-mentioned light-source means, and transmitted-light detection means to detect the illumination light which transmits above-mentioned band-limiting filter means, and permeation characteristic

域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を設けているので、前記帯域制限フィルタ手段を透過した帯域制限された照明光の光透過特性の変化状態を検出することができるので、検出された場合には帯域制限フィルタ手段を交換する等することにより、常に診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる。

detection means to detect variation condition of the transparency characteristic of above-mentioned band-limiting filter means depending on the output of above-mentioned transmitted-light detection means, because the variation condition of the transparency characteristic of the band-limited illumination light which transmitted above-mentioned band-limiting filter means is detectable, by exchanging the band-limiting filter means when detecting, supply of the band-limited illumination light suitable for a diagnosis is always securable.

【図面の簡単な説明】**[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]****【図 1】**

本発明の第 1 の実施の形態の光源装置の構成を示す図。

[FIGURE 1]

The diagram showing the component of the light source device of the first embodiment of this invention.

【図 2】

フィルタの透過特性等を示す概略の特性図。

[FIGURE 2]

The characteristic view of an outline showing the permeation characteristic of a filter etc.

【図 3】

第 1 の実施の形態の第 1 変形例を備えた蛍光観察内視鏡装置の構成図。

[FIGURE 3]

The block diagram of the fluorescent observation endoscope apparatus provided with the 1st modification of the first embodiment.

【図 4】

回転フィルタの構成を示す正面図。

[FIGURE 4]

The front elevation showing the component of a rotating filter.

【図 5】**[FIGURE 5]**

回転フィルタに取り付けられた各フィルタの波長特性を示す特性図。
The characteristic view showing the wavelength characteristic of each filter attached to the rotating filter.

【図 6】

第 1 の実施の形態の第 2 変形例を備えた内視鏡装置の構成図。

[FIGURE 6]

The block diagram of the endoscope apparatus provided with the second modification of the first embodiment.

【図 7】

回転フィルタの構成を示す正面図。

[FIGURE 7]

The front elevation showing the component of a rotating filter.

【図 8】

図 7 の回転フィルタに取り付けたフィルタの透過特性を示す特性図。

[FIGURE 8]

The characteristic view showing the permeation characteristic of the filter attached to the rotating filter of Fig. 7.

【図 9】

除菌する機能を備えた光源装置の構成を示す図。

[FIGURE 9]

The diagram showing the component of the light source device provided with a function which performs microbe elimination.

【図 10】

本発明の第 2 の実施の形態の光源装置の構成を示す図。

[FIGURE 10]

The diagram showing the component of the light source device of the 2nd embodiment of this invention.

【図 11】

インジケータの構成を示す図。

[FIGURE 11]

The diagram showing the component of the indicator.

【符号の説明】

- 1 …光源装置
- 2 …H I D ランプ
- 3 …電源

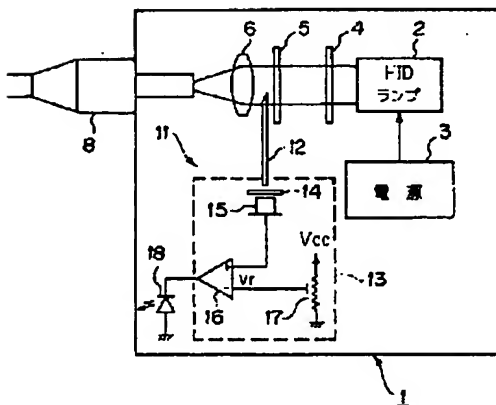
[EXPLANATION OF DRAWINGS]

- 1... light source device
- 2...HID lamp
- 3... power supply

- | | |
|-----------------|--|
| 4…熱カットフィルタ | 4… heat cut filter |
| 5…第1のバンドパスフィルタ | 5… first band-pass filter |
| 6…コンデンサレンズ | 6… condenser lens |
| 7…内視鏡 | 7… endoscope |
| 8…ライトガイドコネクタ | 8… light-guide connector |
| 9…ライトガイド | 9… light guide |
| 11…透過光監視手段 | 11… transmitted-light monitoring means |
| 12…光ファイバ | 12… optical fibre |
| 13…漏れ光検出部 | 13… leak optical-detection part |
| 14…第2のバンドパスフィルタ | 14… 2nd band-pass filter |
| 15…光検出器 | 15… photodetector |
| 16…比較器 | 16… comparator |
| 17…可変抵抗器 | 17… variable resistor |
| 18…LED | 18…LED |
| 21…蛍光観察内視鏡装置 | 21… fluorescence observation endoscope apparatus |
| 22…テレビカメラ | 22… video camera |
| 24, 25…CCU | 24, 25…CCU |
| 28…光ファイバ | 28… optical fibre |
| 29…分光器 | 29… spectrometer |
| 30…コンピュータ | 30… computer |

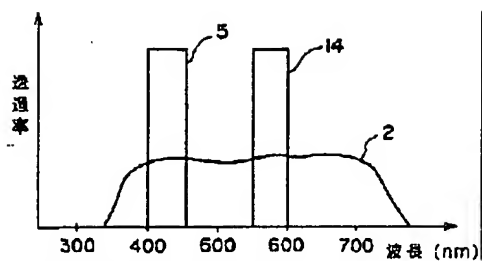
【圖 1】

[FIGURE 1]



【図 2】

[FIGURE 2]



[translation of Japanese text in Figure 2]

vertical axis: transmittance

horizontal axis: wavelength (nm)

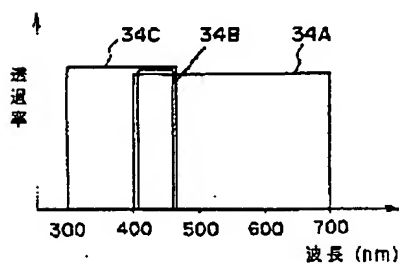
【図 4】

[FIGURE 4]



【図 5】

[FIGURE 5]

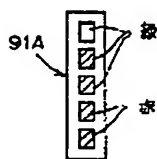


[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: transmittance
horizontal axis: wavelength (nm)

【図 11】

[FIGURE 11]



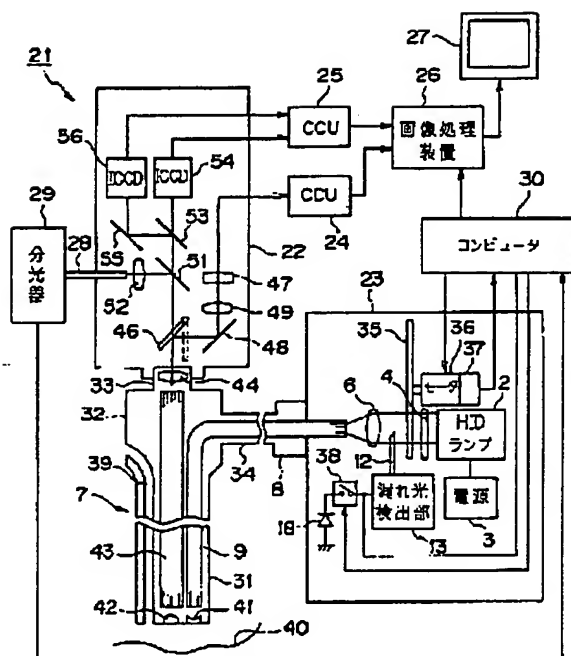
[translation of Japanese text in Figure 11]

top 3: green

bottom 2: red

【図 3】

[FIGURE 3]



[translation of Japanese text in Figure 3]

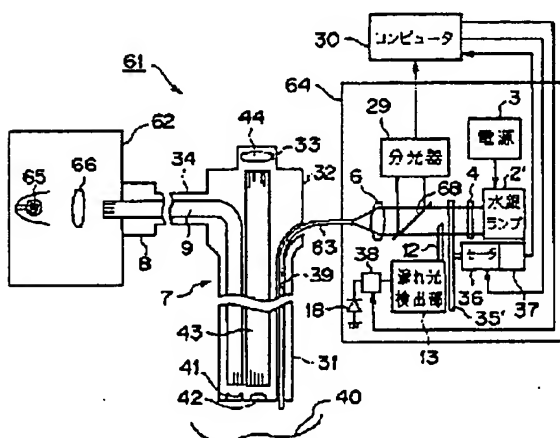
also refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

26 image processing unit

36 motor

【図 6】

[FIGURE 6]

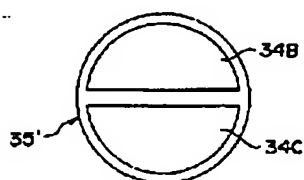


[translation of Japanese text in Figure 6]

2' mercury lamp
36 motor

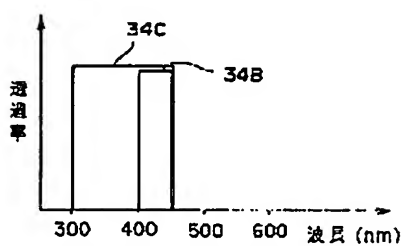
【図 7】

[FIGURE 7]



【図 8】

[FIGURE 8]



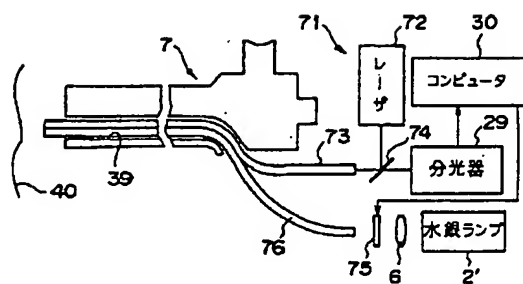
[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: transmittance

horizontal axis: wavelength (nm)

【図 9】

[FIGURE 9]



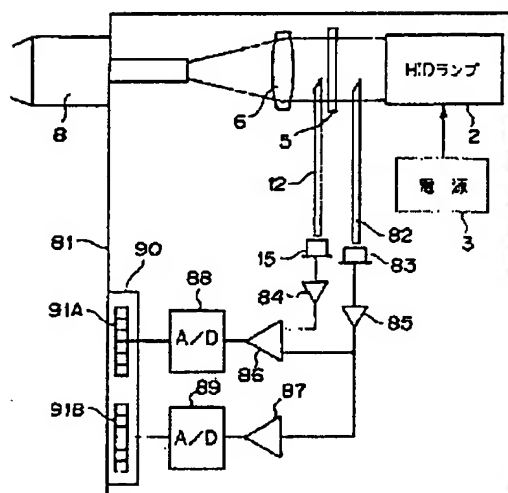
[translation of Japanese text in Figure 9]

2' mercury lamp

72 laser

【図 10】

[FIGURE 10]



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

(51) IntCl⁴

識別記号

F I

F 2 1 V 9/00

F 2 1 V 9/00

A 6 1 B 1/06

A 6 1 B 1/06

B

5/00

5/00

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願平9-115847

(22) 出願日

平成9年(1997)5月6日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 栄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

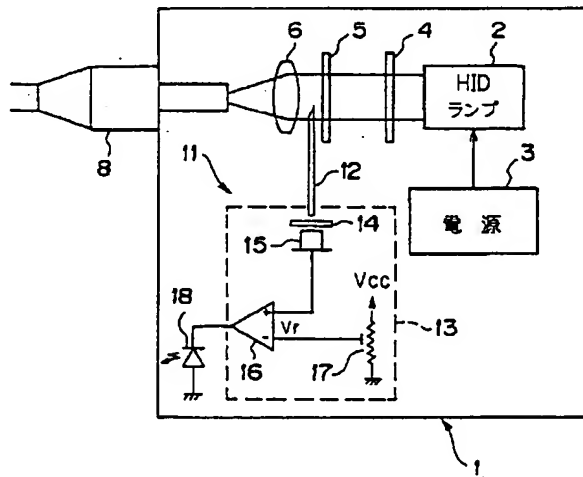
Light Source Equipment

(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【要約】

【課題】 バンドパスフィルタによる帯域制限された波長以外の光が漏れ出たことを検知でき、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる光源装置を提供する。

【解決手段】 H I Dランプ2からの広帯域の光は励起光として使用するために帯域制限する第1のバンドパスフィルタ5を透過した光路中に配置された光ファイバ12により、その一部の光が検出され、第1のバンドパスフィルタ5の帯域制限された波長帯域とは異なる透過帯域に設定された第2のバンドパスフィルタ14を経て光検出器15に導光され、この光検出器15の検出信号は比較器16により基準電圧値 V_r と比較され、第1のバンドパスフィルタ5が劣化等して漏れ光を通す状態となった場合には光検出器15の検出信号のレベルは基準電圧値 V_r を越えてL E D 18を発光させ、操作者に告知する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は蛍光観察等の光学的な観察に使用される照明光を発生する光源装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。この内視鏡は光源装置により発生した照明光で検査部位等を照明することにより、光学的に観察できるようにする。

【0003】 また、内視鏡を用いて蛍光観察する場合にも、蛍光観察用光源装置が用いられる。その従来例として、例えば特開平3-97439号がある。

【0004】 特に蛍光観察では、蛍光の強度は非常に小さいので、蛍光以外の光が蛍光観察手段側に入射されないように光源装置に帯域制限フィルタ（バンドパスフィルタ）を設けることが一般的に行われる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 従来の経内視鏡的に蛍光を使って体腔内を観察するため、白色光ランプから発生する光の内、短波長側の光、例えば、紫外光あるいは青色光を照射して蛍光画像を観察する。

【0006】 このような装置においては、白色光ランプから短波長側の光を取り出すために、バンドパスフィルタを使用し、このようなバンドパスフィルタを使った装置においては、白色光ランプによる熱の影響によるクラックや、経時的な変化によって短波長以外の光が漏れ出るため、蛍光観察に支障を来す場合があった。

【0007】 しかし、特開平3-97439号ではこの点について何等考慮されていなかった。

【0008】 （発明の目的） 本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、バンドパスフィルタによる帯域制限された波長以外の光が漏れ出たことを検知できるようにして、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる光源装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出

手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を設けることにより、前記帯域制限フィルタ手段を透過した帯域制限された照明光の光透過特性の変化状態を検出することができるので、検出された場合には帯域制限フィルタ手段を交換等することにより、診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる。

【0010】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態） 図1及び図2は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光源装置の構成を示し、図2はフィルタの透過特性を示す。本実施の形態は、所定の帯域以外の光が漏れ出たことを検知し、操作者に知らせる機能を備えた光源装置である。

【0011】 図1に示すように本発明の第1の実施の形態の蛍光観察用の光源装置1は蛍光を発生させる励起光を発生する光源として、高圧金属蒸気放電ランプ2を用いている。この高圧金属蒸気放電ランプ（以下、HIDランプと略記）2は高圧水銀ランプ、メタルハライドランプ、高圧ナトリウムランプ等の総称であり、高輝度放電ランプとも呼ばれている。

【0012】 このHIDランプ2は電源回路3から点灯電源が供給されることにより、点灯する。このHIDランプ2の光はその光路上に熱カットフィルタ4が配置され、赤外線による熱成分が取り除かれる。

【0013】 また、この熱カットフィルタ4の前方の光路上には蛍光を励起する短波長の光だけを透過する帯域制限するフィルタとしての第1のバンドパスフィルタ5が配置されている。このバンドパスフィルタ5の透過光はコンデンサレンズ6により集光され、内視鏡7（図3参照）のライトガイドコネクタ8の端面に入射される。

【0014】 図3に示すようにライトガイドコネクタ8の端面に入射された光はライトガイド9により伝送され、その先端面から出射され、患部等の検査部位に照射され、薬剤が投与された薬剤を励起して蛍光を発生させる。そして、その蛍光を観察することにより、検査部位を蛍光像により診断できるようにしている。

【0015】 本実施の形態の光源装置1では第1のバンドパスフィルタ5を透過し、内視鏡7のライトガイド9に供給される光の光学的特性を検出或いは監視する透過光監視手段11を設けている。この透過光監視手段11は、より具体的には第1のバンドパスフィルタ5の漏れ光を検出するためにその透過光を検出する。

【0016】 例えば、第1のバンドパスフィルタ5とコンデンサレンズ6との間の光路中に光ファイバ12の一端側を配置し、この一端側に入射された光を他端側に伝

送り、他端側の漏れ光検出部13で検出するようにしている。

【0017】この透過光検出部13は光ファイバ12の他端面から出射された光を第2のバンドパスフィルタ14を介して例えばフォトダイオード等の光検出器15で検出する。

【0018】この光検出器15で光電変換された出力信号は比較器16の例えば非反転入力端に印加され、他方の反転入力端に印加される基準電圧値 V_r と比較される。この基準電圧値 V_r は一定の電圧 V_{cc} を可変抵抗器17で抵抗分割することにより設定される。

【0019】そして、光検出器15の出力信号が基準電圧 V_r 以上となった場合には、比較器16の出力を反転させて、その出力端に接続された告知手段としての発光ダイオード(LEDと略記)18を発光させて操作者に視覚的に告知するようにしている。

【0020】図2は、HIDランプ2の波長に対する概略の強度分布と、第1及び第2のバンドパスフィルタ5、14の波長に対する透過特性を示す。図2に示すように光源ランプとしてのHIDランプ2は広い波長領域にわたり、ほぼ均一な強度のスペクトル分布(Xeランプの場合、Hgランプ、メタルハライドランプには複数の高輝度の輝線を持つ。)を有し、これに対し、第1のバンドパスフィルタ5は短波長側の光、具体的には400nmから450nm付近までの光を透過する特性を持っている。

【0021】一方、第2のバンドパスフィルタ14は、第1のバンドパスフィルタ14の透過帯域とは異なる帯域で、その帯域よりは長波長側を透過領域とし、より具体的には550nmから600nmまでの光を透過する特性を持っている。尚、第2のバンドパスフィルタ14はこの透過波長領域に限らず第1のバンドパスフィルタ5の透過波長域と重ならない範囲で変更できる。

【0022】次に本実施の形態の作用を説明する。HIDランプ2により発光された白色光等を含む広帯域の光は、熱カットフィルタ4により赤外光の熱線がカットされる。

【0023】更に、その光は第1のバンドパスフィルタ5により、所定の波長帯域の光だけが透過するように帯域制限される。この時、所定の光は紫外領域から青色領域の光(例えば、400nmから450nmまでの光)である。この光はコンデンサレンズ6を介して内視鏡7のライトガイド9に導光され、導光された光は励起光として図示しない体腔内に照射され、その励起光に基づく蛍光を観察するのに使用される。

【0024】前記第1のバンドパスフィルタ5を透過した光の内、一部の光は光ファイバ12で導光され、第2のバンドパスフィルタ14を介して前記所定の波長帯域以外の光を透過させ、その光を光検出器15で検出する。この時、第1のバンドパスフィルタ5が所定の波長

帯域の光だけを透過していれば第2のバンドパスフィルタ14を透過する光は極めて微弱となる。

【0025】従ってその光の強度を光検出器15により電気的に変換した電圧値は小さく、比較器16により所定の基準電圧値 V_r と比較した場合には、この基準電圧値 V_r より小さい。

【0026】一方、第1のバンドパスフィルタ5が熱の影響によりひび割れ等が発生したり、経時的変化によりその性能が劣化した場合には、漏れ光が存在する。つまり、第1のバンドパスフィルタ5の透過光側に所定の波長帯域以外の光が漏れてしまう。

【0027】このような場合には、第2のバンドパスフィルタ14を透過する光は増加する。従って、光検出器15により変換された電圧値は大きくなり、比較器16により所定の基準電圧値 V_r と比較した場合には、この基準電圧値 V_r より大きくなる。

【0028】このように、第1のバンドパスフィルタ5のひび割れや経時的変化による光学的な透過特性の劣化等で特性変化が起こり、漏れ出た光が増加した場合、比較器16により基準電圧値 V_r と比較し、この基準電圧値 V_r 以上となった場合には漏れ光が検出され、告知手段としてのLED18を発光させて操作者に告知する。

【0029】そして、LED18が発光した場合には第1のバンドパスフィルタ5を新しいものに交換等することにより、LED18が発光しない所定の波長帯域の光を透過する状態に設定できる。

【0030】本実施の形態は以下の効果を有する。第1のバンドパスフィルタ5の透過特性の劣化等を検出することにより、漏れ光による蛍光画像の劣化を直ちに操作者に知らせることができるので、常に診断に適した帯域制限された照明光(この場合には励起光)を供給できる状態を確保できる。従って常に精度の高い蛍光観察ができる環境を提供できる。

【0031】次に図3ないし図5を参照して第1の実施の形態の第1変形例を説明する。図3は第1の実施の形態の第1変形例を備えた蛍光観察内視鏡装置の構成を示し、図4は回転フィルタの構成を示し、図5は回転フィルタに取り付けられた各フィルタの透過特性を示す。

【0032】図3に示す内視鏡7を用いた蛍光診断装置としての蛍光観察内視鏡装置21は、体腔内を観察するための内視鏡7と、この内視鏡7に装着され、蛍光像と通常の内視鏡像を撮像する外付けテレビカメラ22と、内視鏡7に光を供給する第1変形例の光源装置23と、テレビカメラ22により撮像された画像信号に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット(CCUと略記)24、25と、CCU24、25の出力信号に対して画像処理を行う画像処理装置26と、この画像処理装置26から出力される映像信号を表示するテレビモニタ27と、テレビカメラ22の蛍光像の一部を取り出す光ファイバ28と、この光ファイバ28からの蛍光の波長

特性を測定する分光器29と、この分光器29による波長特性を分析し、細菌の有無を判断する等の処理を行うコンピュータ30とを有する。

【0033】内視鏡7は細長の挿入部31を有し、この挿入部31の後端には操作部32が設けられ、この操作部32の後端にはテレビカメラ22が着脱自在の接眼部33が設けられている。

【0034】挿入部31内に挿通されたライトガイド9は操作部32から延出されたライトガイドケーブル34内をさらに挿通され、その端部のライトガイドコネクタ8を光源装置23に着脱自在で装着することができる。なお、この内視鏡7には処置具等を挿通するチャンネル39が設けられている。

【0035】光源装置23内には第1の実施の形態と同様にHIDランプ2等が内蔵されている。この変形例では図1の光源装置1において、第1のバンドパスフィルタ5の代わりに複数のフィルタ34A、34B、34C（図4参照）を取り付けた回転フィルタ35が配置され、この回転フィルタ35をモータ36で回転することにより、光路上に配置されるフィルタ34J（J=A又はB又はC）を切り換えられるようにしている。

【0036】この回転フィルタ35には図4に示すように扇状の3つのフィルタ34A、34B、34Cが取り付けられ、各フィルタ34Jの透過特性を図5に示す。図5に示すようにフィルタ34Aは可視光域の光（換言すると白色光）を透過（具体的には400nmから700nmの光を透過）する透過特性を示し、通常の内視鏡像の観察の場合に使用される。

【0037】また、フィルタ34Bは第1のバンドパスフィルタ5と同じように蛍光観察のために励起する所定の波長帯域の光、つまり励起用の紫外領域から青色領域の光（より具体的には400nmから450nm付近までの光）を透過する特性を有し、蛍光観察する場合に使用される。

【0038】さらにフィルタ34Cはフィルタ34Bよりも短い波長帯域の紫外光を透過（具体的には300nmから450nmの光を透過）する透過特性を有し、この紫外光によりヘリコバクターピロリ等の細菌を除去（殺菌）する場合に使用される。

【0039】つまり、この光源装置23は蛍光観察のための励起光と、通常観察のための通常観察用照明光と、細菌を除去する紫外光を内視鏡7に供給できる機能を設けたものである。

【0040】また、この光源装置23では、モータ36の回転軸にロータリエンコーダ37を取り付け、モータ36の回転位置を検出することにより、光路上に設定されたフィルタ34Jを検出することができるようにしており、このロータリエンコーダ37の出力信号はコンピュータ30に入力される。

【0041】また、漏れ光検出部13の出力はコンピュ

ータ30に入力され、漏れ光を検出した場合にテレビモニタ27に漏れ光が検出されたことを画像処理装置26を介して表示できるようにしている。

【0042】さらに漏れ光検出部13の出力端とLED18との間にアナログスイッチ38を設け、光路上に所定のフィルタ34Bが配置された場合にONにしてその場合に漏れ光を検出した時にはLED18で告知するようにしている。尚、フィルタ34Cが配置された場合もONしても良い。

【0043】このアナログスイッチ38の開閉（ON/OFF）はロータリエンコーダ37の出力信号に基づいてコンピュータ30が制御する。

【0044】光源装置23による光は内視鏡7のライトガイド9により導光され、その先端面からさらに照明レンズ41を経て、体腔内の胃壁40等の検査部位に照射される。

【0045】検査部位側からの反射光或いは蛍光は先端部に設けた対物レンズ42により、結像する。その結像位置にはイメージガイド43の先端面が配置され、このイメージガイド43によりその像が後端面に伝送される。この後端面に対向して接眼レンズ44が配置され、通常観察の場合には肉眼により拡大観察することができる。

【0046】この接眼部33にテレビカメラ22が装着された場合には、回動可能なミラー46を経てCCD47等で撮像される。このミラー46は通常観察の場合には図示しない切換手段により、図3の実線の状態に設定され、この状態ではテレビカメラ22側に入射した光はミラー46で反射され、さらに反射ミラー48で反射された後、レンズ49によりCCD47に像を結ぶ。

【0047】このCCD47で光電変換された画像信号はCCU24で信号処理されて映像信号が生成され、画像処理装置26を経てテレビモニタ27に通常の内視鏡像が表示されるようになっている。

【0048】また、可動ミラー46が点線で示すように光路上から待避した状態ではテレビカメラ22側に入射した光は光路上に配置されたハーフミラー51で一部が反射され、レンズ52により集光して光ファイバ28の入射側となる一方の端面に導く。

【0049】この光ファイバ28の一方の端面に入射された光は分光器29に導光され、この分光器29で蛍光の波長特性が測定され、その測定されたデータはコンピュータ30に入力される。

【0050】コンピュータ30は、入力されたスペクトルデータを基準となる蛍光スペクトルデータと比較することにより、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌の存在の有無を判断する。つまり、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌が存在する場合には蛍光の波長特性が変化することを利用して、細菌の有無を判断する。

【0051】また、ハーフミラー51を透過した光は、

例えば、赤の波長の蛍光を反射し、他の緑の蛍光を透過する特性のダイクロイックミラー53に入射する。このダイクロイックミラー53を透過した光は第1のICCD(CCD付きイメージンテンシファイア)54で受光され、ダイクロイックミラー53で反射された光はさらに反射ミラー55で反射された後、第2のICCD56で受光される。

【0052】第1及び第2のICCD54、56で光電変換された画像信号はCCU25に入力され、信号処理された後に画像処理装置26を経てテレビモニタ27に蛍光画像が表示されるようになっている。

【0053】分光器29からの分光データの解析により、コンピュータ30は細菌が存在すると判断した場合にはモータ36を回転させてフィルタ34Cが光路上に位置するように設定し、内視鏡7のライトガイド9を介して殺菌用の紫外光を導光し、体腔内の細菌をこの紫外線の照射により除菌する。

【0054】次にこの蛍光観察内視鏡装置21の作用を説明する。通常の内視鏡像を観察する際には、図示しない選択スイッチで通常観察の指示を行うことにより、コンピュータ30はモータ36を回転させて、ロータリエンコーダ37の回転位置信号を参照してフィルタ34Aが光路上に位置するように設定する。

【0055】また、この状態ではコンピュータ30はアナログスイッチ38をOFFの状態にする。さらにこの状態では漏れ光検出部13の出力を取り込まない。

【0056】そして、フィルタ34Aが光路上に位置する状態で、HIDランプ2の光は回転フィルタ35を透過して白色光となり、この白色光は内視鏡7のライトガイド9を介し、体腔内の胃壁40等の検査部位側に照射される。

【0057】その反射光による像がイメージガイド43により伝送され、外付けテレビカメラ22のCCD47により画像化される。この際、外付けテレビカメラ22において、可動ミラー46は図3の実線の位置に配置され、外付けテレビカメラ22に入射した光はCCD47で受光される。

【0058】このCCD47の画像信号は通常内視鏡像を生成するCCU24に入力され、信号処理された後、画像処理装置26を経てテレビモニタ27に内視鏡画像が表示される。

【0059】一方、蛍光観察時には図示しない選択スイッチで蛍光観察の指示を行うことにより、コンピュータ30はモータ36を回転させて、ロータリエンコーダ37の回転位置信号を参照してフィルタ34Bが光路上に位置するように設定する。

【0060】また、この状態ではコンピュータ30はアナログスイッチ38をONの状態にする。さらにこの状態では漏れ光検出部13の出力が“H”となった場合にはコンピュータ30は割り込み信号としてその出力を取

り込み可能な状態となる。

【0061】そして、フィルタ34Bが光路上に位置する状態で、HIDランプ2の光は回転フィルタ35のフィルタ34Bを透過して励起光となり、この励起光は内視鏡7のライトガイド9を介し、体腔内の検査部位側に照射される。

【0062】検査部位の組織側から発生した蛍光はイメージガイド43及び外付けテレビカメラ22により画像化する。このとき、外付けテレビカメラ22では可動ミラー46は点線の位置に移動され、例えば赤と緑の蛍光を観察する2つのICCD54、56で蛍光を検出し、CCU25により画像を生成する。

【0063】更に、その各画像は画像処理装置26により重み付けや線形補正、差分等の処理がされた後、テレビモニタ27に擬似カラーで病変部位及び正常部位と判断された画像として表示される。この蛍光観察時には蛍光の一部を光ファイバ28により取り出し、その蛍光の波長特性を分光器29で測定する。

【0064】その分光された分光データはコンピュータ30にて分析し、細菌の存在の有無を判断する。そして、細菌が有りと判断した場合には回転フィルタ35をフィルタ34Cが光路上に位置する状態に設定し、その場合にライトガイド7側に入射される殺菌用の紫外光により細菌を除菌する。

【0065】除菌に必要な時間が経過すると、コンピュータ30は再びモータ36を回転させて、フィルタ34Bが光路上に位置する状態に設定し、再び蛍光画像を観察できる状態にする。

【0066】蛍光観察状態では漏れ光を検出する状態であり、フィルタ34Bがひび割れ等で漏れ光が発生する状態になると、第1の実施の形態と同様にLED18の発光により、操作者に告知する状態になると共に、漏れ光が存在すると、コンピュータ30に割り込み信号で漏れ光が存在することが取り込まれる。そして、コンピュータ30は画像処理装置26を介してテレビモニタ27の表示面に漏れ光が存在する状態になった旨の表示を行い、操作者に告知する。

【0067】操作者はこのテレビモニタ27を常時観察して診断などを行っているので、その表示面に漏れ光が存在する表示を行うと、操作者は直ちに漏れ光の発生を知ることができる。

【0068】この第1変形例によれば、以下の効果がある。蛍光観察した場合にその際の分光特性データにより、細菌の有無を判断し、細菌が有ると判断された場合には除菌することが可能となる。また、第1の実施の形態と同様の効果があると共に、漏れ光が検出された場合にはテレビモニタ27で表示することもできる。このため、漏れ光が検出された場合には、操作者は直ちにその漏れ光が発生したことを知ることができる。

【0069】次に第1の実施の形態の第2変形例を図6

ないし図8を参照して説明する。図6は第1の実施の形態の第2変形例を備えた内視鏡装置を示し、図7は回転フィルタの構成を示し、図8は回転フィルタに取り付けたフィルタの透過特性を示す。

【0070】図6に示すように内視鏡装置61は内視鏡7と、この内視鏡7のライトガイド7に通常観察の照明光を供給する光源装置62と、内視鏡7のチャンネル39に挿通された光ファイバ63に励起光を供給する等の機能を備えた第2変形例の光源装置64と、分光器29の分光データを解析するコンピュータ30とを有する。

【0071】内視鏡7のライトガイド9には光源装置62によりランプ65で発光させた白色光がコンデンサレンズ66を経て供給され、胃壁40等の検査部位に照射される。この状態では按眼部44から肉眼で通常観察を行うことができる。

【0072】一方、第2変形例の光源装置64は第1変形例と同様に、蛍光観察のための励起用光源として使用できると共に、ヘリコバクターピロリ等の細菌の有無を検出を検出する励起用光源として使用でき、かつ細菌の存在が検出された場合には除菌のための紫外光を発生する機能も有している。

【0073】この光源装置64は図3の光源装置23において、HIDランプ2として水銀ランプ2'が採用され、かつ3つのフィルタ34A、34B、34Cを設けた回転フィルタ35の代わりに図7に示すように2つのフィルタ34B、34Cを設けた回転フィルタ35'が採用されている。

【0074】また、バンドパスフィルタ12とコンデンサレンズ6との間の光路上にダイクロイックミラー68が配置されており、このダイクロイックミラー68は蛍光の波長帯域の光は反射し、その他の励起光等の短波長の光は透過させる特性を有し、光ファイバ63で導光された蛍光を反射して分光器29に導き、分光データを得ることができるようにしている。

【0075】回転フィルタ35'に取り付けられた2つのフィルタ34B、34Cの透過特性を図8に示す。図8に示すように一方のフィルタ34Bは波長が400nmから450nmの光を透過し、他方のフィルタ34Cは波長が300nmから450nmの光を透過する。その他の構成は第1変形例で説明したものと同様の構成であり、同じ構成要素には同じ符号を付けてその説明を省略する。

【0076】次に第2変形例を備えた内視鏡装置61の作用を説明する。通常の内視鏡観察を行う場合には光源装置62からの照明光で白色光のもとでの観察を行うことができる。

【0077】そして、ヘリコバクターピロリ等の細菌の有無を検査することを望む場合には内視鏡7のチャンネル39に図6に示すように光ファイバ63を挿通し、その手元側を光源装置64に接続し、蛍光を分光器29に

取り込み可能な状態に設定する。

【0078】そして、ライトガイド9には光源装置62からの照明光が供給されない状態に設定すると共に、光源装置64による光が光ファイバ63に供給される状態に設定する。この場合、コンピュータ30は回転フィルタ35'をフィルタ34Bが光路上に位置するように設定する。また、コンピュータ30はアナログスイッチ38をONし、漏れ光検出部13が漏れ光を検出した場合にはLED18は発光する状態になる。

【0079】水銀ランプ2'から発生した光は熱カットフィルタ4を透過し、さらに回転フィルタ35'のフィルタ34Bを経て特定の波長帯域の光となり、ダイクロイックミラー68及びコンデンサレンズ6を経て光ファイバ63の入射側となる一方の端面に入射し、その光を体腔内の胃壁40等の検査部位に照射し、蛍光を発生させる。

【0080】より具体的には、回転フィルタ35'に入射される光はフィルタ34Bを透過することにより、400nmから450nmの光が体腔内に照射され、その光により蛍光が発生する。

【0081】蛍光はその一部が光ファイバ63に入射され、手元側の端面からコンデンサレンズ5、ダイクロイックミラー68を経て分光器29に入射され、分光される。この分光器29で分光されたスペクトル光は、図示しない光検出器で光電変換されてコンピュータ30に取り込まれる。

【0082】コンピュータ30では蛍光の波長特性の変化を分析し、細菌の有無を判断する。もし、細菌が存在する場合には、前記回転フィルタ35'をモータ36を介して回転させ、フィルタ34Bの代わりにフィルタ34Cを光路上に配置する。

【0083】フィルタ34Cを光路上に配置することにより、体腔内には300nmから450nmの紫外光が照射され、細菌を殺菌することができる。そして、分析されたデータからその殺菌処理に必要とされる標準の時間が経過すると、コンピュータ30は回転フィルタ35'をモータ36を介して回転させ、フィルタ34Cの代わりにフィルタ34Bを光路上に配置する。

【0084】そして、再び分光器29を介してコンピュータ30に入力されるデータにより、細菌の有無を判断し、細菌が検出されない状態になるまで同様の処理を行うことにより、確実に除菌できる。その他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0085】この第2変形例は以下の効果を有する。細菌の有無を判断するための青色光による分析と殺菌を連続的に行うことができるので、効率の良い除菌が可能となる。

【0086】なお、第2変形例の光源装置64は内視鏡7のライトガイドコネクタ8をこの光源装置64に接続して蛍光観察する場合の励起用光源として使用すること

もできる。この場合には内視鏡7の接眼部33に蛍光像を撮像するテレビカメラ22等を装着して使用することが必要になる。

【0087】なお、第2変形例では回転フィルタ35'を回転させてこの回転フィルタ35'に設けた複数のフィルタ34B、34Cを切り換えて細菌を除去する光を発生させるようにしているが、図9に示すようにレーザ光源のレーザ光を励起光として用い、細菌が検出された場合には殺菌灯の紫外光を照射する構成にしても良い。

【0088】つまり、図9の光源装置71ではレーザ72によるレーザ光を励起光として内視鏡7のチャンネル39に挿通された光ファイバ73の一端にハーフミラー74で一部を反射させて供給し、光ファイバ73の他端から胃壁40等の検査部位に照射する。レーザ光源としてはN2レーザ、He-cdレーザ等の青色のレーザ光を発生するものを採用できる。

【0089】このレーザ光で励起された胃壁40等の生体組織からの蛍光をこの光ファイバ73で検出し、この光ファイバ73により導光された光は一部がハーフミラー74を透過して分光器29に入射され、分光器29で分光測定された分光データはコンピュータ30に送られ、データの解析によりヘリコバクターピロリ等の細菌の有無が判断される。

【0090】そして、細菌が有りと判断した場合には、コンピュータ30は水銀ランプ2'の光路上のシャッタ75を開く制御を行い水銀ランプ2'の紫外光をコンデンサレンズ6で集光し、光ファイバ76の一端に供給されるようにする。

【0091】この光ファイバ76は光ファイバ73と同様に内視鏡7のチャンネル39内に挿通されており、他端から胃壁40等の生体組織に向けて導光した紫外光を照射し、細菌を殺菌するようにしている。

【0092】次に作用を説明する。レーザ72により青色光を発生し、ハーフミラー74を介し、光ファイバ73に青色光を導光する。その光ファイバ73は内視鏡7のチャンネル39に挿通されており、光ファイバ73を介して青色光を生体組織に照射する。

【0093】この時、生体組織にヘリコバクターピロリ等の細菌が存在する場合には、蛍光の波長特性が変化し、その蛍光を光ファイバ73を介し検出する。そして、その蛍光の変化、つまり検出した蛍光スペクトルを分光器29及びコンピュータ30により基準となる蛍光スペクトルと比較することで解析し、細菌の有無を判断する。

【0094】ここで、細菌が存在すると判断された場合には、コンピュータ30は殺菌灯として機能する水銀ランプ2'の光路上で光ファイバ76に対向する位置に配置したシャッタ75を開放し、殺菌灯による紫外光を生体組織に照射し、殺菌を行う。

【0095】この光源装置71によれば、ヘリコバク

ターピロリ等の殺菌の存在を検知し、殺菌が存在する時のみ殺菌灯を照射することによって正常組織への影響を極めて少なくし、除菌することができる。

【0096】(第2の実施の形態)図10及び図11を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。図10は第2の実施の形態の光源装置の構成を示し、図11はインジケータの構成を示す。

【0097】図10に示すように本発明の第2の実施の形態の光源装置81はHIDランプ2の直後の光路上に第2の光ファイバ82の一端側が配置され、その一端側に入射された光を他端に伝送し、他端から出射される光を第2の検出器83で検出する。つまり、第2の光ファイバ82により、光源手段としてのHIDランプ2の照明光を第2の検出器83に導光して、この第2の検出器83によってその照明光の光強度(光量)を検出するようにしている。

【0098】また、バンドパスフィルタ5の直後には第1の実施の形態と同様に光ファイバ12の一端側が配置され、この光ファイバ12の一端側に入射された光を他端に伝送し、他端から出射される光を第1の検出器15で検出する。

【0099】第1及び第2の光検出器15と83の各出力は第1及び第2のアンプ84及び85でそれぞれ増幅された後、前記第1及び第2のアンプ84及び85の差動信号を得る差動アンプ86に入力される。

【0100】また、第2のアンプ85の出力は更に増幅する第3のアンプ87に入力される。前記差動アンプ86及び第3のアンプ87の出力信号はデジタル信号に変換する第1及び第2のA/D変換器88と89にそれぞれ入力され、アナログ信号からそれぞれデジタル信号に変換された後、表示部90を構成する第1及び第2インジケータ91A及び91Bにそれぞれ入力され、第1及び第2インジケータ91A及び91Bに入力される信号をそれぞれ段階的に表示するようにしている。

【0101】図11は例えば第1インジケータ91Aの構成例を示したもので、緑と赤の2種類のLEDが5つ配列され、緑と赤のLEDの領域はそれぞれ分割されている。

【0102】各LEDの信号端は前記A/D変換器88及び89のデジタル出力端と接続されており、デジタル信号のレベルにより前記LEDが順次発光されるようになっている。

【0103】例えば、図11の最も下のLEDが最も下位のビットの信号レベルを表示し、最も上のLEDが最も上位のビットの信号レベルを表示するようになっている。従って、第1インジケータ91Aに入力されるデジタル信号のレベルが小さいレベル側から大きくなるにつれ、点灯するLEDが下のものから順次上の方まで点灯するようになる。なお、第2インジケータ91Bの構成も同様である。

【0104】なお、LEDの数及びLEDの色は本実施の形態で説明したものに限定されるものではない。次に本実施の形態の作用を説明する。

【0105】HIDランプ2の光は光ファイバ82で検出され、この光は光検出器83で電気信号に変換される。また、この光からさらにバンドパスフィルタ5を透過した光が光ファイバ12により検出され、この光は光検出器15で電気信号に変換される。

【0106】これら光検出器15、83の信号はそれぞれアンプ84及び85で増幅され、それぞれの光強度に対応した信号を差動アンプ86により差動出力を得ることによって、バンドパスフィルタ5を透過した光量を検出できる。

【0107】この作動アンプ86の出力はA/D変換器88によりデジタル信号に変換され、前記光量に応じて第1インジケータ91Aを点灯する。つまり、バンドパスフィルタ5においては所定の波長帯域の光のみを透過している際は、アンプ84及び85の信号の差分は最大となり、バンドパスフィルタ5の劣化或いはひび割れ等に伴ってその信号の差分は減少する。

【0108】その差分の信号レベルを第1インジケータ91Aで表示することによってバンドパスフィルタ5の熱による影響や経時的変化を検出できる。例えば、バンドパスフィルタ5が正常に動作している場合には、図11に示す5つ全てのLEDが点灯し、熱の影響や経時的変化が発生した場合には図11の上側のLEDから順次消灯する。

【0109】そして、交換が必要とされる程度に劣化した場合には上位側の緑のLEDは消灯し、下位側の赤のLEDのみが点灯する。この状態を視認することにより、使用者はバンドパスフィルタ5を交換すべきことを知ることができる。

【0110】一方、光検出器83から出力された信号をアンプ85及び87で増幅し、その信号をA/D変換器89によりデジタル信号に変換し、その出力に応じて第2インジケータ91Bを点灯する。

【0111】そのデジタル信号はHIDランプ2の光量に応じた値となる。つまり、HIDランプ2の光強度に応じて第2インジケータ91BにおけるLEDが順次点灯するので、HIDランプ2の寿命による出力の低下を検出できる。

【0112】従って、本実施の形態は以下の効果を有する。第1の実施の形態の形態の効果に加えて、HIDランプ2の寿命による出力低下による蛍光像の劣化を速やかに知る事ができる。

【0113】更に、前記バンドパスフィルタ5の劣化及びHIDランプ2の出力低下をインジケータ91A、91Bにより段階的に示すことで交換時期をより確実に知ることが可能となる。

【0114】なお、図10において、HIDランプ2と

第2の光ファイバ82との間に熱カットフィルタ4を配置するようにして、第2の光ファイバ82により熱カットフィルタ4を通した光を検出し、また光ファイバ12はさらにバンドパスフィルタ5を通した光を検出するようにしても良い。

【0115】なお、例えば図1において、光ファイバ12の上端は光路中の中央付近に位置しているが、光路の上端まで延ばして光ファイバ12に入射される検出光として上下方向の全域をカバーするように配置すると共に、この光ファイバ12を紙面に垂直な方向に移動する移動手段を設けるようにしても良い。

【0116】このように透過光の検出手段を形成し、光路中の小さな一部を占有し、その一部からの光を取り込む光ファイバ12を光路中の全域をカバーするようにスキャンする手段を設けると、光ファイバ12は光路上のバンドパスフィルタ5の全域に対してその任意の部位が劣化したりひび割れ等して透過光の特性変化が生じた場合にも、その場合の漏れ光（或いは劣化による光）を検出して光検出器15に導光できるようになり、より確実にバンドパスフィルタ5の特性変化を検出できるようになる。

【0117】なお、上述した実施の形態等における構成の一部等を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0118】〔付記〕

1. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

【0119】2. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

【0120】3. 2の光源装置であって、前記透過光検出手段は、前記帯域制限フィルタ手段の不透過領域として設定された帯域の光を検出する光源装置。

4. 3の光源装置であって、前記透過光検出手段は、前記帯域制限フィルタ手段の不透過領域として設定された帯域のうち、少なくとも一部の帯域を透過させる第2のフィルタ手段を有する光源装置。

5. 2の光源装置であって、さらに、透過特性検出手段の出力に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を表示する表示手段を具備する光源装置。

【0121】6. 広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から発生される照明光の光強度を検出する光源光検出手段と、前記光源手段から出力される前

記照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光の光強度を検出する透過光検出手段と、前記光源光検出手段と前記透過光検出手段の出力手段の出力に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を具備したことを特徴とする光源装置。

【0122】7. 6の光源装置であって、前記透過特性検出手段は、前記透過光検出手段の出力信号と前記透過光検出手段の出力信号とを比較する比較手段を有する光源装置。

8. 6又は7の光源装置であって、前記透過光検出手段の出力信号に応じて、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を表示する表示手段を具備する光源装置。

9. 8の光源装置であって、前記表示手段は、前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を段階的に表示する光源装置。

【0123】10. 6の光源装置であって、前記透過特性検出手段は、前記光源光検出手段の出力信号に応じて、前記光源手段の発生する照明光強度の変化状態を表示する光源状態表示手段を具備する光源装置。

【0124】11. 10の光源装置であって、前記光源状態表示手段は、前記光源手段の発生する照明光強度の変化を段階的に表示する光源装置。

12. 2の光源装置であって、前記前記透過光検出手段は、前記光源手段の光路上に配置された前記帯域制限フィルタ手段における光路の全域をカバーするようにスキャン手段を有する光源装置。

【0125】13. 経内視鏡的に蛍光を観察するため、組織から蛍光を励起するための青色光を発生させる白色光を発する高圧金属蒸気放電ランプと青色光を透過するバンドパスフィルタの組み合わせから成る蛍光観察用光源装置において、前記バンドパスフィルタを透過した青色光以外の光を検出する第1の光検出手段と、前記第1の光検出手段の出力を比較する比較器と、前記第1の光検出手段の出力が前記既定値以上あるいは以下になった場合、操作者に告知する第1の表示手段より構成される蛍光観察用光源装置。

【0126】14. 13の蛍光観察用光源装置であって、前記高圧金属蒸気放電ランプの白色光を検出する第2の検出手段と、前記第1の検出手段の出力と、前記第2の検出手段の出力を比あるいは差を求める比較手段と、前記第1の表示手段に加えて前記比較手段の出力を表示する第2の表示手段を合わせもつ蛍光観察用光源装置。

15. 13の蛍光観察用光源装置であって、前記表示装置は複数のLEDが並んだインジケータである蛍光観察用光源装置。

【0127】16. 紫外光を発生する光源と、青色光を

発生する光源と、前記光を経内視鏡的に体腔内に導光する光ファイバと、前記青色光を組織に照射した際、発生する蛍光をスペクトルに分解して分析する分析器と、そのスペクトルによりヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検出するとともに、細菌の存在に同期して前記紫外光を体腔内に照射するシャッター手段より構成される蛍光診断治療装置。

【0128】(付記16～21の背景) 一方、ヘリコバクターピロリ菌が胃粘液内に存在する場合、潰瘍を発生しやすく、癌化につながる可能性が高いと言われている。ヘリコバクターピロリ菌の除去のために通常薬を使った除去方法が知られているが、薬を継続的に服用しなければならない。

(付記16～21の目的) ヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検知し、細菌が存在する時のみ殺菌用紫外光を照射することによって正常組織への影響を極めて少なくし、除去を可能とする蛍光診断治療装置の提供。

(付記16～21の効果) ヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検知し、細菌が存在する時のみ紫外光を照射することによって正常組織への影響を極めて少なくし、除菌することができる。

【0129】17. 16の蛍光診断治療装置であって、前記紫外光を発生する光源は高圧金属蒸気放電ランプである蛍光診断治療装置。

18. 16の蛍光診断治療装置であって、前記紫外光と青色光の切り換えは複数のフィルタの切り換えによる蛍光診断治療装置。

【0130】19. 紫外光を発生する光源と、青色光を発生する光源と、前記紫外光及び青色光を体腔内に導光する光ファイバと、前記青色光を組織に照射した際、発生する蛍光をスペクトルに分解して分析する分析手段と、前記スペクトルによりヘリコバクターピロリ等の細菌の存在を検出するとともに、細菌の存在を判断し、前記細菌が存在すると判断した場合には前記紫外光を体腔内に照射する制御手段と、を具備する蛍光診断治療装置。

【0131】20. 19の蛍光診断治療装置であって、前記光ファイバは内視鏡のライトガイドである蛍光診断治療装置。

21. 19の蛍光診断治療装置であって、前記光ファイバは内視鏡のチャンネル内に挿通される蛍光診断治療装置。

22. 19の蛍光診断治療装置であって、前記制御手段はコンピュータである蛍光診断治療装置。

【0132】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、広帯域の照明光を発生する光源手段と、前記光源手段から出力される照明光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ手段と、前記帯域制限フィルタ手段を透過する照明光を検出する透過光検出手段と、前記透過光検出手段の出

力に応じて前記帯域制限フィルタ手段の光透過特性の変化状態を検出する透過特性検出手段と、を設けているので、前記帯域制限フィルタ手段を透過した帯域制限された照明光の光透過特性の変化状態を検出することができるので、検出された場合には帯域制限フィルタ手段を交換する等することにより、常に診断に適した帯域制限された照明光の供給を確保できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の光源装置の構成を示す図。

【図2】フィルタの透過特性等を示す概略の特性図。

【図3】第1の実施の形態の第1変形例を備えた蛍光観察内視鏡装置の構成図。

【図4】回転フィルタの構成を示す正面図。

【図5】回転フィルタに取り付けられた各フィルタの波長特性を示す特性図。

【図6】第1の実施の形態の第2変形例を備えた内視鏡装置の構成図。

【図7】回転フィルタの構成を示す正面図。

【図8】図7の回転フィルタに取り付けたフィルタの透過特性を示す特性図。

【図9】除菌する機能を備えた光源装置の構成を示す図。

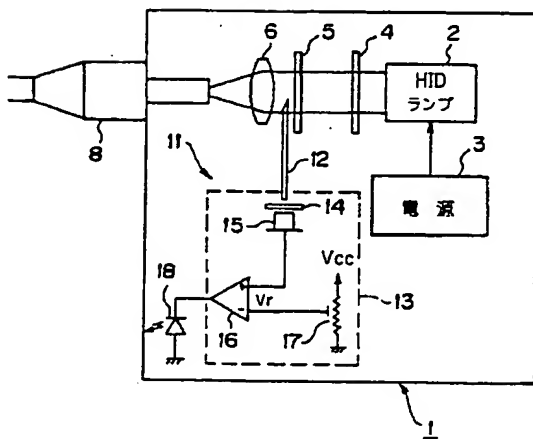
【図10】本発明の第2の実施の形態の光源装置の構成を示す図。

【図11】インジケータの構成を示す図。

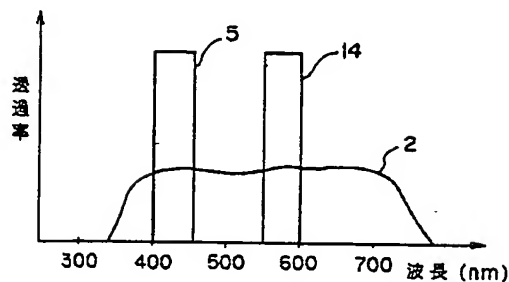
【符号の説明】

- 1…光源装置
- 2…HIDランプ
- 3…電源
- 4…熱カットフィルタ
- 5…第1のバンドパスフィルタ
- 6…コンデンサレンズ
- 7…内視鏡
- 8…ライトガイドコネクタ
- 9…ライトガイド
- 11…透過光監視手段
- 12…光ファイバ
- 13…漏れ光検出部
- 14…第2のバンドパスフィルタ
- 15…光検出器
- 16…比較器
- 17…可変抵抗器
- 18…LED
- 21…蛍光観察内視鏡装置
- 22…テレビカメラ
- 24, 25…CCU
- 28…光ファイバ
- 29…分光器
- 30…コンピュータ

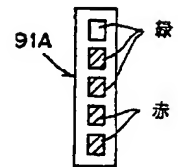
【図1】



【図2】



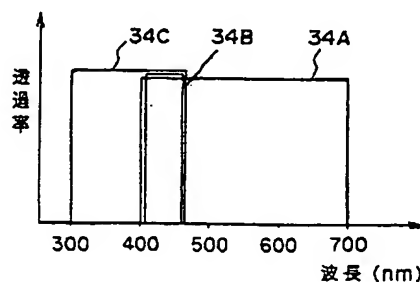
【図11】



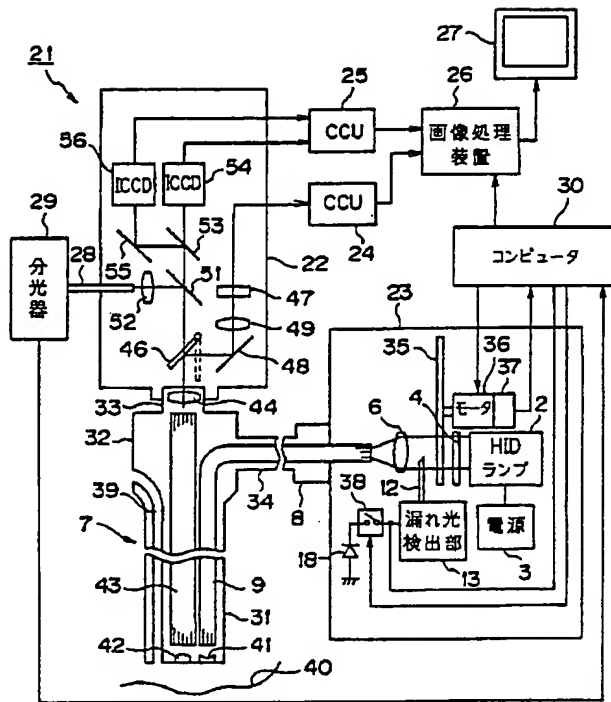
【図4】



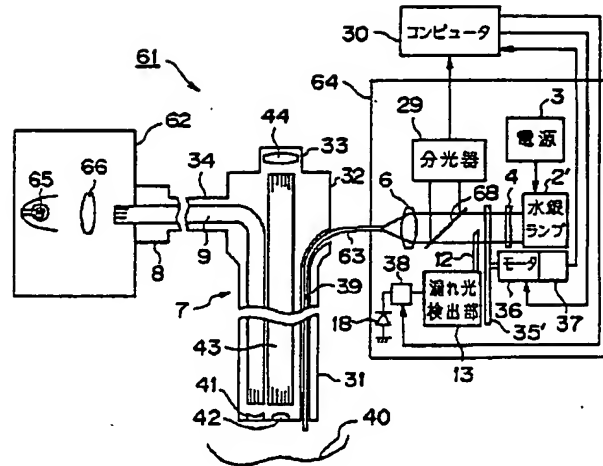
【図5】



【図3】

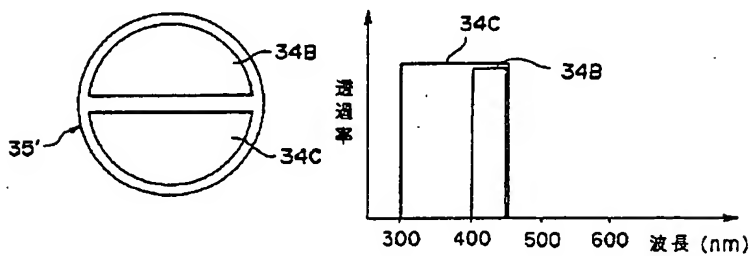


【図6】



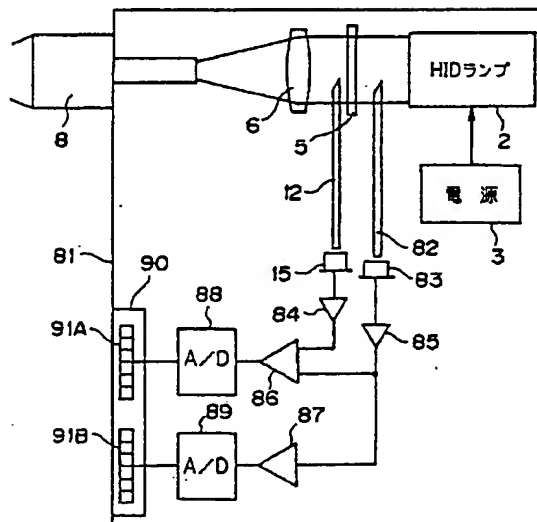
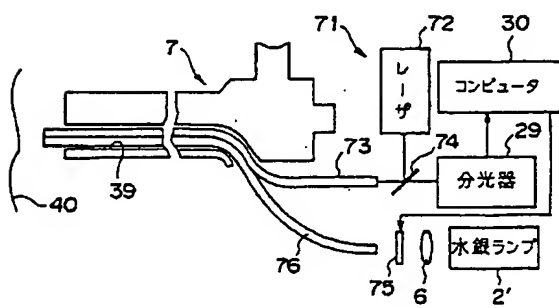
【図7】

【図8】



【図9】

【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内